

**AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. G. HANDEL
DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG**

**Marginale Adaptation selbstadhäsiver dentaler Zemente
im Vergleich
zu einem klinisch bewährten Dentinadhäsivsystem
In vitro Studie**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin
der
der Medizinischen Fakultät
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Michael Hansmann

2009

**AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. G. HANDEL
DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG**

**Marginale Adaptation selbstadhäsiver dentaler Zemente
im Vergleich
zu einem klinisch bewährten Dentinadhäsivsystem
In vitro Studie**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin
der
der Medizinischen Fakultät
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Michael Hansmann

2009

Dekan:

1. Berichterstatter

2. Berichterstatter

Tag der mündlichen Prüfung:

Prof. Dr. B. Weber

Prof. Dr. M. Behr

Prof. Dr. H. Schweikl

15. März 2010

Meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	8
2	LITERATURÜBERSICHT	10
2.1.	Zemente in der Zahnmedizin	10
2.2.	Indikation der verwendeten Zemente	10
2.3.	Aufbau der verwendeten Zemente	11
2.3.1.	Kompositzement	11
2.3.1.1.	Zusammensetzung des Kompositzements	11
2.3.1.2.	Härtungsreaktion des Kompositzements	13
2.3.1.3.	Haftung an der Zahnhartsubstanz	14
2.3.2.	Selbstadhäsiver Befestigungszement	15
2.3.2.1.	Zusammensetzung des selbstadhäsiven Befestigungszements	15
2.3.2.2.	Härtungsreaktion des selbstadhäsiven Befestigungszements	16
2.3.2.3.	Haftung an der Zahnhartsubstanz	17
3	AUFGABENSTELLUNG	18
4	MATERIAL UND METHODE	19
4.1.	Untersuchungsgut	19
4.2.	Präparation und Inlayherstellung	20
4.2.1.	Präparation	20
4.2.2.	Abformung	21
4.2.3.	Lagerung	21
4.2.4.	Inlayherstellung	21
4.3.	Einsetzen der Keramikinlays mit verschiedenen Befestigungsmaterialien	25
4.3.1.	Vorbereitungen der Restaurationen	25
4.3.1.1.	Zusammensetzung des IPS Empress Ceramic-Ätzel	25
4.3.1.2.	Zusammensetzung von Monobond S	26
4.3.1.3.	Vorbehandlung der Keramikinlays	26

4.3.2.	Befestigung mit RelyX Unicem Clicker	26
4.3.2.1.	Zusammensetzung von RelyX Unicem	26
4.3.2.2.	Vorbereitung der Kavität	27
4.3.2.3.	Eingliederung der Keramikinlays	27
4.3.3.	Befestigung mit Multilink Sprint	28
4.3.3.1.	Zusammensetzung von Multilink Sprint	28
4.3.3.2.	Vorbereitung der Kavität	29
4.3.3.3.	Eingliederung der Keramikinlays	29
4.3.4.	Befestigung mit Maxcem	29
4.3.4.1.	Zusammensetzung von Maxcem	29
4.3.4.2.	Vorbereitung der Kavität	30
4.3.4.3.	Eingliederung der Keramikinlays	30
4.3.5.	Befestigung mit Panavia F 2.0	30
4.3.5.1.	Zusammensetzung von Panavia F 2.0	30
4.3.5.2.	Silanisierung der Keramikinlays	31
4.3.5.3.	Vorbereitung der Kavität	31
4.3.5.4.	Eingliederung der Keramikinlays	31
4.3.6.	Nachbearbeitung der Prüfkörper	32
4.3.7.	Replika-Herstellung	33
4.3.8.	Lagerung	33
4.4.	Einteilung der Prüfgruppen	34
4.5.	Thermomechanische Wechselbelastung (TCML)	35
4.6.	Auswertung	36
4.6.1.	REM- Untersuchung	36
4.6.1.1.	Quantitative Randanalyse	36
4.6.2.	Farbpenetration	38
4.6.3.	Statistik	40
4.6.3.1.	Übersicht	40
4.6.3.2.	Statistische Auswertung der REM-Analyse	40
4.6.3.3.	Statistische Auswertung der Farbpenetration	40

5	ERGEBNISSE	41
5.1.	REM-Analyse	41
5.1.1.	Randqualität vor und nach TCML (REM-Photos)	41
5.1.1.1.	Schmelzbegrenzte Restauration	42
5.1.1.2.	Dentinbegrenzte Restauration	44
5.2.1.	Marginale Integrität vor und nach thermomechanischer Wechselbelastung (graphische Darstellung der Ergebnisse)	46
5.2.1.1.	Ergebnisse der schmelzbegrenzten Restauration an der Grenzfläche Inlay/Zement	47
5.2.1.2.	Ergebnisse der schmelzbegrenzten Restauration an der Grenzfläche Zahn/Zement	47
5.2.1.3.	Ergebnisse der dentinbegrenzten Restauration an der Grenzfläche Inlay/Zement	48
5.2.1.4.	Ergebnisse der dentinbegrenzten Restauration an der Grenzfläche Zahn/Zement	49
5.3.	Farbpenetration nach thermomechanischer Wechselbelastung	50
5.3.1.	Ergebnisse der Farbpenetration der schmelzbegrenzten Restauration	50
5.3.2.	Ergebnisse der Farbpenetration der dentinbegrenzten Restauration	51
6.	DISKUSSION	52
6.1.	Einflüsse auf den Randschluss	53
6.2.	Adhäsion an der Zahnhartsubstanz	54
6.2.1.	Schmelz	54
6.2.2.	Dentin	55
6.3.	Adhäsion an Restaurationen	56
6.3.1.	Randschluss	56
6.3.2.	Microleakage/Farbpenetration	56
6.4.	Penetration selbstadhäsiver Zemente ins Dentin	57
7.	ZUSAMMENFASSUNG	59
8.	LITERATURVERZEICHNIS	60

9. DANKSAGUNG	71
10. LEBENSLAUF	72

1. Einleitung

Der klinische Erfolg indirekter Restaurationen hängt unter anderem von der Befestigungstechnik ab. Hierbei muss eine Verbindung zwischen Zahn und Restauration geschaffen werden. Die unterschiedlichen Befestigungsmaterialien lassen sich in fünf Hauptgruppen einteilen:

- Zinkoxidphosphatzement
- Polycarboxylatzement
- Glasionomerzement
- kunststoffmodifizierter Glasionomerzement
- Kompositzemente [Diaz-Arnold 1999]

Die Auswahl zwischen den einzelnen Zementen ist klinisch davon abhängig, ob ein adhäsiver Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterial notwendig ist. [Rosenstiel 1998].

Ist, wie bei Glaskeramik, ein adhäsiver Verbund notwendig, muss ein Adhäsivsystem mit einem Kompositzement verwendet werden. Während die Schmelzätzung einfach und bewährt ist, ist der adhäsive Verbund zum Dentin schwieriger und aufwändiger zu erreichen.

Dentinadhäsivsysteme werden in folgende Gruppen unterteilt:

1. Systeme, die die Schmierschicht komplett entfernen. Hier muss nach Ätzung die Säure abgespült, die Oberfläche getrocknet und ein hydrophiles und schließlich hydrophobes Monomergemisch aufgetragen werden.
2. Systeme, die die Schmierschicht teilweise entfernen durch selbstätzende Primer. Hier verbleibt die Säure (sie sollte neutralisiert werden) und es wird ein hydrophobes Monomergemisch abschließend aufgetragen.
3. Systeme, die die Schmierschicht belassen und infiltrieren. Die Schmierschicht soll dadurch stabilisiert werden. [Satoshi 1999]

Selbstadhäsive Zemente benötigen keinerlei Vorbehandlung der Zahnoberflächen durch separate Säureätzung. Die Applikation wird in einem einzigen klinischen Schritt durchgeführt. Durch selbstätzende Komponenten, die nicht abgespült werden müssen, soll eine

ausreichende Fixation an der Zahnhartsubstanz erfolgen. Der klinische Arbeitsablauf würde dann dem der konventionellen Zemente entsprechen.

Das Ziel dieser Untersuchung war der Vergleich der marginalen Adaptation am Interface Zahnhartsubstanz-/Restauration (Inlay) nach 90tägiger Wasserlagerung und darauf folgender thermomechanischer Wechselbelastung. Mittels rasterelektronenmikroskopischer Untersuchung und Farbpenetration wurde die marginale Integrität untersucht. Die Ergebnisse wurden mit denen eines klinisch bewährten Dentinadhäsivsystems verglichen.

Der große Verkaufserfolg des ersten selbstadhäsiven Zementes (Rely X Unicem) auf dem Dentalmarkt veranlasste andere Firmen, ähnliche selbstadhäsive Zemente anzubieten. Viele dieser neuen Produkte sind unter Zeitdruck entstanden. Es ist daher geboten, möglichst schnell eine „klinische“ Einschätzung der neuen Zemente vorzunehmen. Auch wenn klinische Studien der „goldene Standard“ sind, angesichts der Vielzahl der neuen Produkte und der Dauer klinischer Studien, müssen in vitro Studien eine erste Abschätzung der selbstadhäsiven Zemente leisten. Dies ist das Ziel dieser vorliegenden Untersuchung.

2. Literaturübersicht

2.1. Zemente in der Zahnmedizin

Eichner beschrieb die historische Entwicklung der Zemente wie folgt: Im 19. Jahrhundert wurde eine Mischung aus Wachs, Mastix, Harz, Korallen, Elemi und Perlen verwendet, deren Haltbarkeit in der Mundhöhle jedoch sehr kurz war. 1856 entwickelte Sorel ein Magnesiumchloridzement, der wesentlich bessere Eigenschaften besaß [Eichner 1985]. 1903 wurden die Silikatzemente vorgestellt, die jedoch aufgrund des niedrigen pH-Wertes bei der Abbindereaktion zu Pulpaschädigungen führen konnten.

1966 wurde der Carboxylatzement von D.C. Smith eingeführt, der aus Zinkoxid und Polyacrylsäure angemischt wird [Smith 1966]. 1969 führte dann A.D. Wilson den Glasionomerzement ein, der aus Kalziumaluminiumfluorsilikatglas und Polyacrylsäure angemischt wird [Wilson 1972].

Bowen schaffte dann letztendlich den Durchbruch mit der Entwicklung des Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat). Diese Verbindung ist die Grundlage für eine Reihe von Kompositzementen, die selbsthärtend, lichterhärtend oder dualhärtend zur Verfügung stehen [Bowen 1963].

2.2 Indikationen der verwendeten Zemente

Panavia F2.0, ein dualhärtender Befestigungskomposit mit selbstätzenden Primer, kann laut der Herstellerinformationen für die Befestigung von Kronen, Brücken, Inlays und Onlays aus Metall und Keramik, sowie für Keramikveneers verwendet werden. Auch Kronen, Inlays und Onlays aus Kunststoff, Klebebrücken, Stumpfaufbauten und vorgefertigte Stifte lassen sich damit zementieren [Kuraray 2009].

Rely X Unicem, Multilink Sprint und Maxcem sind dualhärtende, selbstadhäsive Befestigungskomposite. Verwendbar zum Zementieren von indirekten Restaurationen aus Metall, Metallkeramik, verstärkte Vollkeramiken und Wurzelstiften (Metall, Keramik, glasfaserverstärkt) [3M ESPE 2009, Ivoclar Vivadent 2009, Kerr 2009].

2.3 Aufbau der verwendeten Zemente

2.3.1. Kompositzement

2.3.1.1. Zusammensetzung des Kompositzements

Aktuell befinden sich selbsthärtende, lichthärtende und dualhärtende Befestigungskomposite auf dem Markt. Diese sind in verschiedenen Viskositäten und Farben erhältlich. Ursprung der Entwicklung ist das von Bowen entwickelte bifunktionelle Monomer Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA). Durch Zusatz von Copolymeren und Füllstoffen ließen sich die mechanischen Eigenschaften des Methylmethacrylats (MMA) erheblich verbessern, wie zum Beispiel die Polymerisationschrumpfung.

Im Wesentlichen besteht ein Komposit aus zwei Hauptbestandteilen:

- Organische Matrix: Monomere, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffe, Pigmente und Additiva
- Disperse Phase: Füllstoffe

Die Monomere die in der Matrix eingesetzt werden sind in der Regel mehrfunktionelle Methacrylate, dargestellt durch die Formel: MA-R-MA. Die organischen Zwischenglieder (R) können hier aliphatische Ketten, Urethanpräpolymere, aromatische Ringe oder Polyäther sein. MA steht für Methacrylsäureester-Reste [Powers 2002, Hellwig 2007]. Das zentrale Molekül Bis-GMA ist für die Eigenschaften wie Polymerisationsgrad, Schrumpfung und Viskosität verantwortlich. Da die alleinige Verwendung von Bis-GMA dazu führen würde, dass das Komposit eine zu hohe Viskosität besitzt, werden zusätzlich kurzkettige Monomere, wie z. B. TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat) oder HEMA (Hydroxyethylmethacrylat) zugemischt.

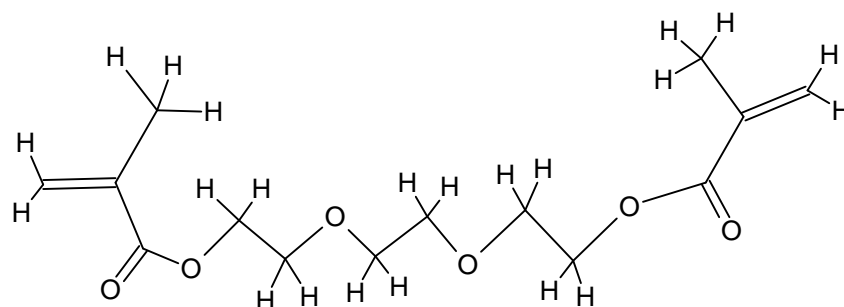


Abb. 2-1: TEGMA

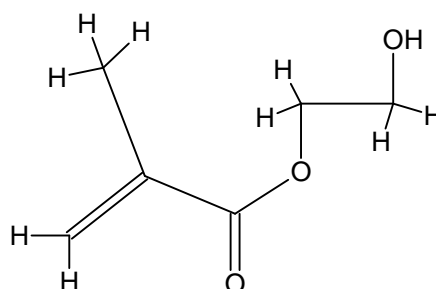


Abb. 2-2: HEMA

Weitere Matrixbestandteile sind die Initiatoren. Diese Verbindungen zerfallen durch Aktivierung (physikalisch oder chemisch) in Radikale, die mit den Doppelbindungen der Monomere reagieren, wie z. B. Dibenzoylperoxid oder Kampherchinon.

Des Weiteren verhindern Stabilisatoren eine vorzeitige Polymerisation des Komposits, indem sie Methacrylat-Monomer-Radikale abfangen. Diese Radikale können sich während der Lagerung der Materialien spontan bilden und würden ohne Stabilisatoren die Lagerfähigkeit des Komposits deutlich senken. Häufig werden sterische Phenole, wie z. B. Hydrochinomonoethylether eingesetzt.

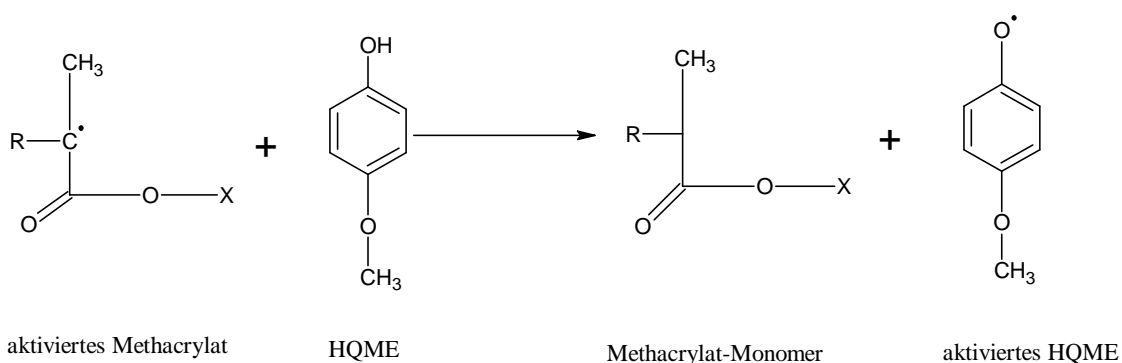


Abb. 2-3: Wirkungsweise des Hydrochinomethylethers

Die Pigmente können organischer oder anorganischer Natur sein. Dabei handelt es sich in der Regel um Eisenoxide.

Als Füllstoffe werden Quarz, Glas, Keramik und amorphes oder pyrogenes Siliziumdioxid eingesetzt. Diese beeinflussen die Druck- und Zugfestigkeit, die Viskosität, die Verschleißfestigkeit des Komposits, sowie das Elastizitätsmodul [Meiners 1998].

2.3.1.2. Härtungsreaktion des Kompositzements

Durch die Anregung des Initiators, entweder durch Licht oder durch gewisse chemische Verbindungen wird die radikalische Polymerisation gestartet.

Bei der chemischen Selbsthärtung wird das Dibenzoylperoxid (BPO) durch einen Akzelerator (z.B.: N,N-Bis-(2-Hydroxyethyl)-para-toluidin, DHEPT) beim Anmischen aktiviert und dabei entstehen zwei Radikale. Der Akzelerator dient dabei als Reduktionsmittel zur Reduktion des Initiators.

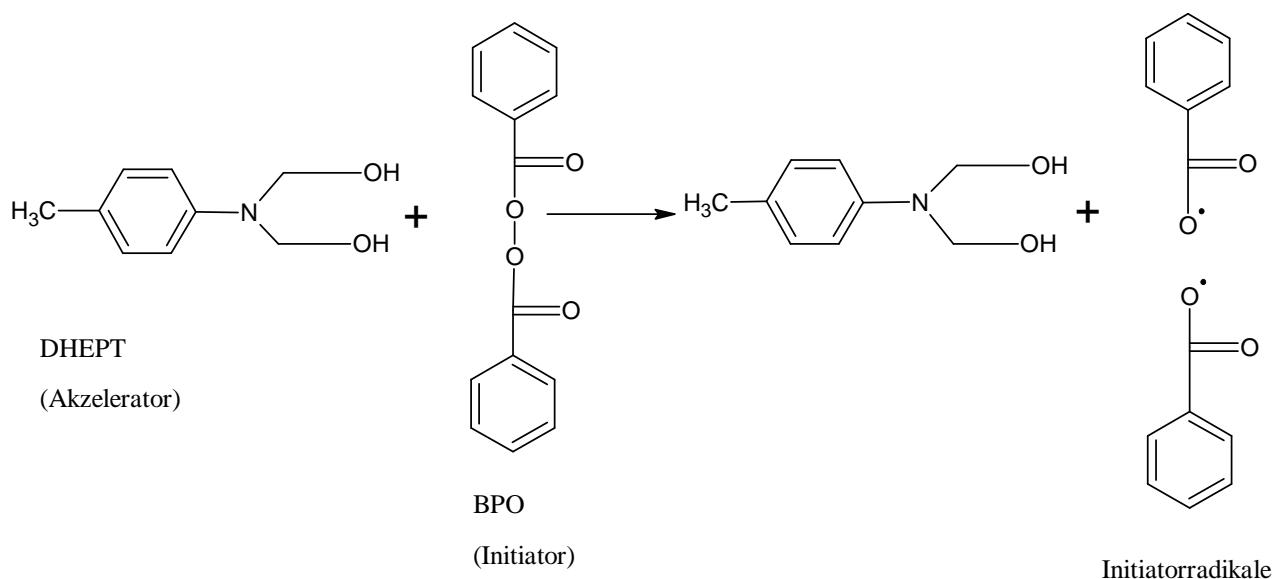


Abb. 2-4: Funktion von Akzelerator und Initiator

Im Falle der Lichthärtung verwendet man meist blaues sichtbares Licht mit einer Wellenlänge zwischen 400-470nm. Das Diketon Kampherchinon (Absorptionsmaximum bei 468nm) oder auch das Benzoinmethylether werden durch die energiereichen Lichtquanten angeregt und gehen mit einem aliphatischen Amin eine Reaktion ein. So entstehen Radikale und die

Polymerisation beginnt. Die Bis-GMA-Masse bleibt in einem solchen Fall bis zur Belichtung verarbeitbar.

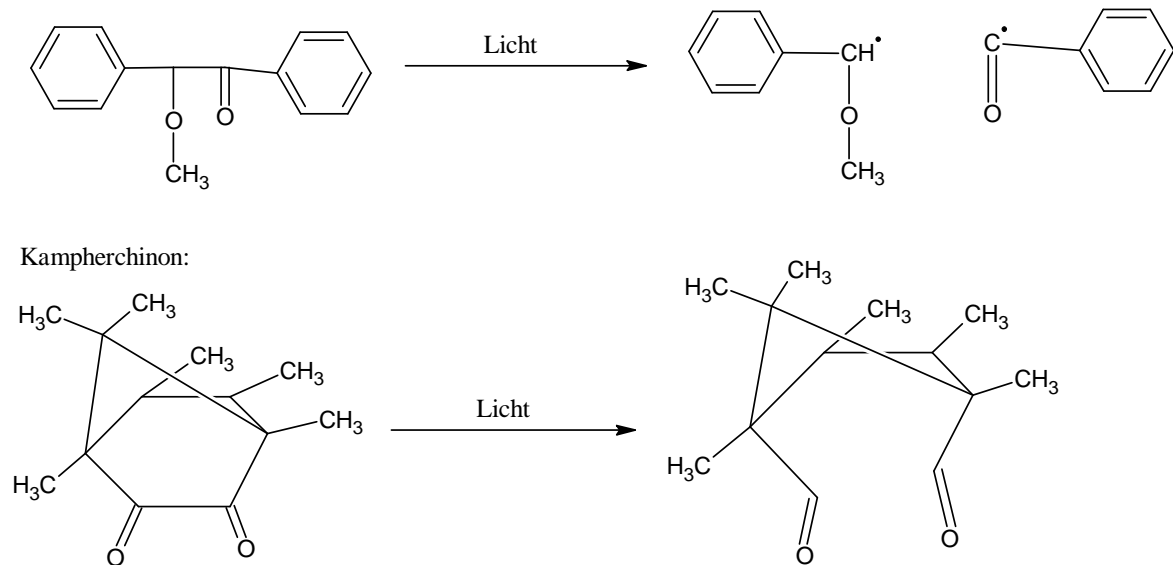


Abb. 2-5: Fotoinitiatoren: Die Abbildung zeigt Benzoinmethylether und Kampherchinon, die durch Lichtquanten angeregt in Radikale zerfallen

Die entstandenen Radikale greifen die Doppelbindungen der Monomere an. Das Monomer wird dadurch selbst zum Radikal, das weitere Monomere angreift. Durch diesen Prozess findet ein Kettenwachstum (Propagation) statt.

Das Kettenwachstum kann durch zwei unterschiedliche Prozesse abgebrochen werden. Bei der Rekombination treffen zwei radikale Kettenenden mit ihren ungepaarten Elektronen aufeinander und bilden ein bindendes Elektronenpaar.

Bei der Disproportionierung trifft das radikalische Kettenende auf ein Radikal. Es bildet sich somit ein bindendes Elektronenpaar mit einer Doppelbindung [Lutz 1992].

2.3.1.3. Haftung an der Zahnhartsubstanz

Der Schmelz wird mit Hilfe der Säure-Ätz-Technik konditioniert. Dadurch entsteht ein mikroretentives Ätzmuster. Die Säure löst selektiv die Prismenperipherien und -zentren auf. Somit ergibt sich daraus ein Retentionsrelief. Die Qualität dieses Reliefs ist abhängig von den morphologischen und chemischen Eigenschaften der Kristallstruktur, Art und Konzentration der Säure sowie Dauer des Ätzvorgangs. Die obersten angeätzten Schmelzareale werden porös. Die so entstandenen Mikroporen führen zur Vergrößerung der Schmelzoberfläche und stellen zugleich retentive Elemente für den Kunststoff da. Bei der Applikation des Adhäsivs

bilden sich dann Kunststoffzapfen aus („resin tags“), die eine Eindringtiefe von bis zu 200µm aufweisen können [Buonocore 1955, Schneider 1995].

Dentin ist Gegensatz zum Schmelz ein weniger stark mineralisiertes Gewebe. Es besteht zu 70 Gew.-% aus anorganischem und zu 20 Gew.-% aus anorganischem Material, der Rest ist Wasser [Schroeder 1982]. Ungefähr 92% Kollagen und kollagenartige Verbindungen sind in der organischen Matrix enthalten [Hellwig 2007]. Das Dentin ist im Gegensatz zum Komposit hydrophil. Das bedeutet, dass das Dentin vorher konditioniert werden muss um die Schmierschicht eventuell zu entfernen und das Kollagennetzwerk freizulegen. Anschließend können dann kurzkettige amphiphile Monomere (TEGDMA, HEMA) das Kollagennetzwerk infiltrieren und „tags“ ausbilden [Powers 2002, Hellwig 2007].

2.3.2. Selbstadhäsiver Befestigungszement

2.3.2.1. Zusammensetzung des selbstadhäsiven Befestigungszements

Die Motivation mit der selbstadhäsive dualhärtende Zemente entwickelt wurden, kommt durch den Wunsch zustande, die Vorteile der konventionellen Zemente und der Komposite zu verbinden. Konventionelle Zemente zeichnen sich durch ein einfaches Handling, und Feuchtigkeitstoleranz aus und kommen ohne Vorbehandlungsschritte aus. Die Vorteile der Komposite sind die hohen mechanischen Eigenschaften, hohe Haftung bei entsprechender Vorbehandlung und die gute Ästhetik und Transluzenz.

Im Wesentlichen wurden die Bestandteile der konventionellen und adhäsiven Zemente kombiniert:

- Basische Füller/silanisierte basische Füller
- (Meth)acrylate
- Initiatoren
- Saure Methacrylate

Aber nur die alleinige Neukombination bekannter Inhaltsstoffe reichte nicht aus. Daher musste eine neue Monomer-, Füllstoff- und Initiatortechnologie entwickelt werden.

Die Selbstadhäsion an der Zahnhartsubstanz ist durch saure Monomere, die wir zum Beispiel in selbstätzenden Primern finden, möglich [Satoshi 2000, Van Meerbeck 1994, Yoshida 2004]. Im Falle von Rely X Unicem wurden hier phosphorylierte Methacrylate mit mindestens zwei C=C-Doppelbindungen eingesetzt [3M ESPE 2009].

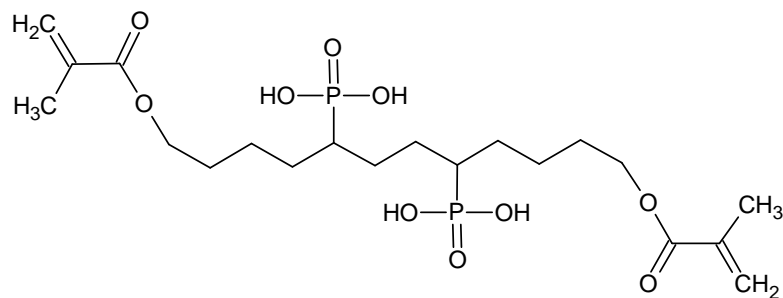


Abb.2-6 Schematische Darstellung der mehrfach funktionalisierten Monomere in Rely X Unicem [3M ESPE 2009]

2.3.2.2. Härtungsreaktion des selbstadhäsiven Befestigungszements

Bei der Reaktion handelt es sich um eine radikalische Polymerisation. Der Start kann entweder durch Licht oder über ein Redoxsystem erfolgen. Die Reaktion läuft analog zu derjenigen von Kompositen ab. Allerdings zeichnen sich selbstadhäsive Zemente dadurch aus, dass sie die Polymerisation mit einer Kaskade an Zementreaktionen kombinieren bei der Fluoridionen aus den Füllkörpern herausgelöst werden.

An dieser Stelle soll auf die Beschreibung der radikalischen Polymerisation verzichtet werden, da diese schon unter 2.3.1.2. erklärt wurde.

Zementreaktion: Die phosphorsäure-modifizierten Monomere reagieren mit den basischen Füllstoffen und dem Apatit der Zahnhartsubstanz. Durch diese Neutralisation entsteht Wasser. Die Hydrophilie des Zements steigt an und eine bessere Adaption an die Zahnhartsubstanz ist möglich. Das gebildete Wasser reagiert anschließend mit überschüssigen sauren Monomeren und den ionenauslösenden basischen Füllkörpern. Auf diesem Weg wird das Wasser wieder verbraucht und die Hydrophilie nimmt ab. Gleichzeitig werden aus den Füllkörpern Fluoridionen herausgelöst [3M ESPE 2009, Wiegand 2007, Behr 2003].

2.3.2.3. Haftung an der Zahnhartsubstanz

Ähnlich der Glasionomerelemente, die über die Carboxylgruppen der Polyacrylsäure mit dem Ca^{2+} im Hydroxylapatit der Zahnhartsubstanz eine Ionenbindung eingehen, reagiert z.B. Rely X Unicem. Wobei hier die sauren Phosphatgruppen der multifunktionalen Monomere einen Komplex mit den Ca^{2+} -Ionen bilden [3M ESPE 2009, Gerth 2006].

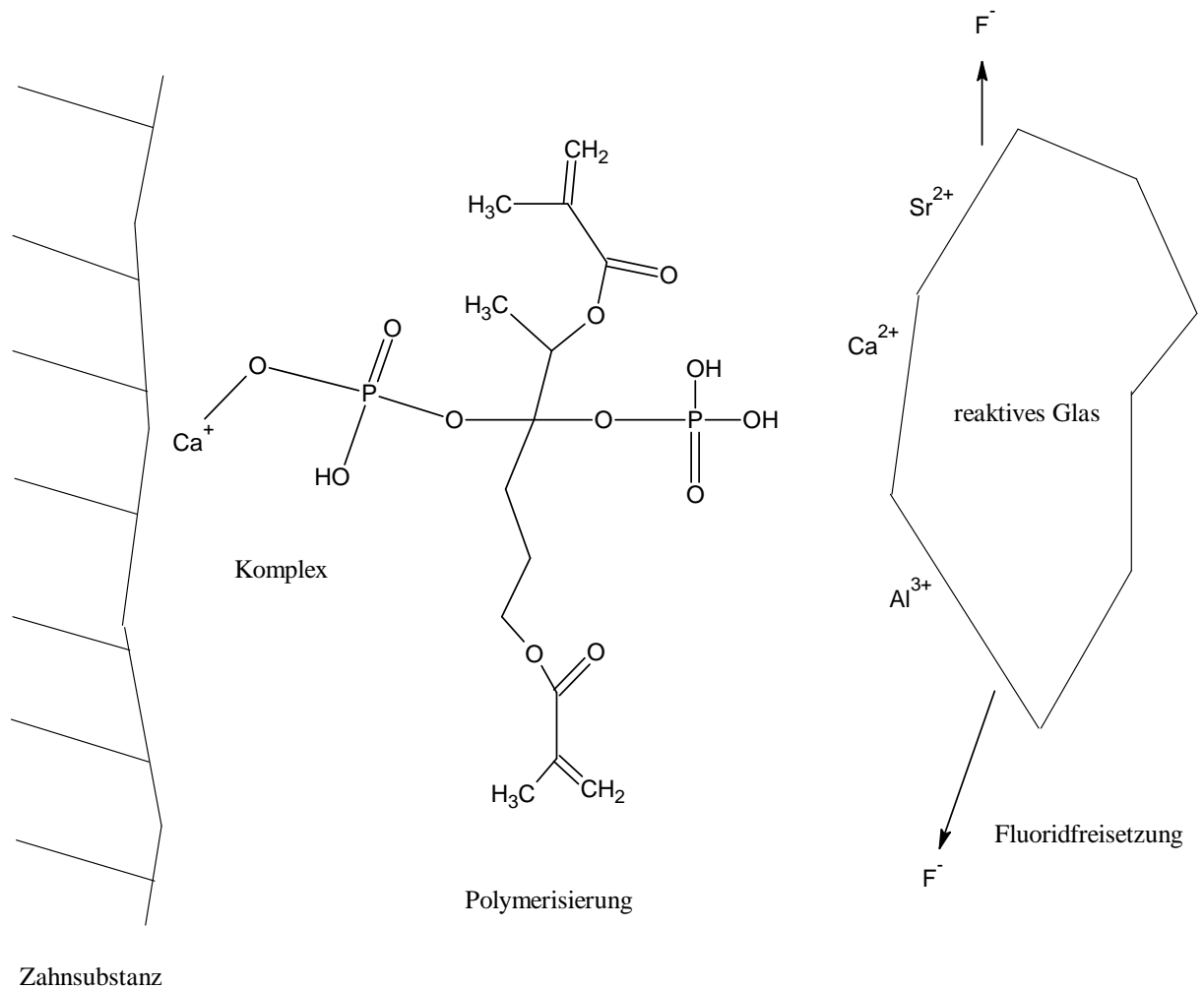


Abb. 2-7: Darstellung der Adhäsion bei Rely X Unicem [3M ESPE 2009]

3. Aufgabenstellung

Das Ziel dieser Studie war der Vergleich der marginalen Adaptation an der Schmelz bzw. Dentin/Zementgrenze, sowie an der Grenze Inlay/Zement. Dabei wurden die Prüfkörper zuerst einer 90tägigen Wasserlagerung unterzogen und danach der thermomechanischen Wechselbelastung. Anschließend fand die Auswertung mittels Rasterelektronenmikroskop und Farbpenetrationstest statt. Die Ergebnisse der selbstadhäsiven Zemente wurden mit denen des erprobten Systems verglichen. Die Hypothese behauptet, dass die marginale Adaptation der selbstadhäsiven Zemente sich nicht von der des Standardadhäsivsystems nach künstlicher Alterung unterscheidet.

4. Material und Methode

4.1. Untersuchungsgut

Für die Untersuchung wurden 32 extrahierte, kariesfreie humane Molaren verwendet, die nach der Extraktion in 0,5%iger Chlorhexaminlösung gelagert wurden. Vor der Präparation wurden die Zähne von Geweberesten befreit und mit Bimsmehl gereinigt. Anschließend fand das Sockeln der Zähne, in Formen die den Trägern des Kausimulators angepasst waren, mit dem Kaltpolymerisat Palapress Vario Transparent¹ statt. Zuvor wurden die Zähne aber noch mit einem künstlichen Parodont ausgestattet; dieses wurde mit einer Polyether-Masse vorgenommen². Schließlich erfolgte die Lagerung bis zur weiteren Bearbeitung in destilliertem Wasser bei 37°C.



Abb.4-1: Gesockelter Molar im Belastungsträger des Kausimulators

¹ Palapress Vario Transparent, Heraeus Kulzer, Wehrheim, D, Ch.B.: 021014 (Pulver), 020430 (Fluid)

² Impregnum, ESPE, Seefeld, D

4.2. Präparation und Inlayherstellung

4.2.1 Präparation

In die zu versorgenden Zähne wurden standardisierte, dreiflächige Kavitäten (MOD) nach den Richtlinien für die Präparation zur Aufnahme eines Keramikinlays unter ständiger Wasserkühlung präpariert³ und mit dem dazugehörigen Feinstkorndiamanten finiert (Tiefe und Breite der okklusalen Kavität mindestens 1,5 mm; proximale Stufe mindestens 1,5 mm; Kavitätenwände nach okklusal circa 6°). Die Präparation endete approximal-zervikal an der einen Seite über der Schmelz-Zement-Grenze im Schmelz, an der anderen Seite unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze im Dentin bzw. im Wurzelzement.

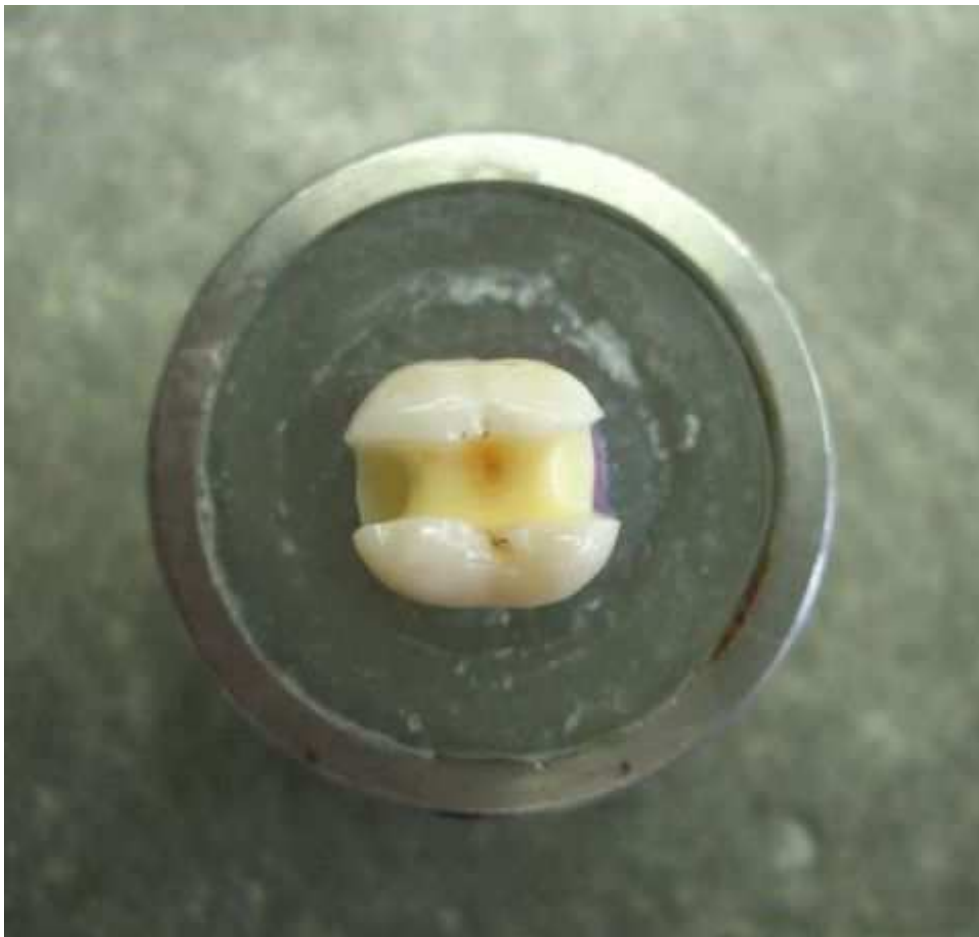


Abb.4-2: Präparierter Zahn zur Aufnahme eines MOD-Inlays

³ Cer-Inlay-Set, Intensiv, Viganello-Lugano, CH

4.2.2 Abformung

Die einzelnen Zahnstümpfe wurden im Rahmen einer monophasischen Abformung mit einer Polyether-Abformmasse abgeformt⁴.

4.2.3 Lagerung

Bis zum Einsetzen der fertigen Keramikinlays wurden die Zähne bei 37°C in destilliertem Wasser gelagert.

4.2.4 Inlay-Herstellung

Mit Superhartgips der Klasse IV⁵ wurden aus den Einzelzahnabformungen Gipsstümpfe hergestellt. Zur Oberflächenhärtung und -versiegelung wurde auf die Gipsstümpfe ein Sealer und Hardener aufgetragen⁶. Anschließend diente der Auftrag eines Distanzlackes⁷ als Platzhalter für den Befestigungszement. Dieser Lackauftrag reichte bis ca. 0,5 mm vor die Präparationsgrenze. Im Bereich des Kavitätenbodens wurde dieser dreimal, im Bereich der Kavitätenwände zweimal aufgetragen (s. Abb.4-3).

Anschließend fand die Modellation der Inlays mit rückstandslos verbrennenden Dentalwachs statt (s. Abb.4-4).

Die modellierten Wachsinlays wurden dann auf der IPS Empress Muffelbasis festgewachst (s. Abb.4-5) und mit IPS Empress – Esthetic Speed Einbettmasse eingebettet, die während 1½ Minuten unter Vakuum mit IPS Empress Spezial Einbettmassenliquid⁸ und destilliertem Wasser in einem Verhältnis von 35 ml : 23 ml (Liquid : dest. Wasser) auf 200g Pulver angemischt wurde. Nach 35 Minuten Abbindezeit wurde die Muffel in den bereits auf 850°C vorgewärmten Ausbrennofen⁹ platziert.

⁴ Permadyne Penta H (hochvisköse Komponente), ESPE, Seefeld, D
Permadyne Garant 2:1 (dünnfließende Komponente), ESPE, Seefeld, D, Ch.B.: 286500
Pentamix-Gerät, ESPE, Seefeld, D

⁵ Suprastone, Kerr, Basel, CH, Ch.B.: 2853845

⁶ Die Sealer, Kerr, Basel, CH, Ch.B.: 62761

Die Hardener, Kerr, Basel, CH, Ch.B.: 62760

⁷ Die Spacer, Kerr, Basel, CH, Ch.B.: 62759

⁸ IPS Empress-Esthetic Speed Einbettmasse, Ivoclar, Schaan, FL, Ch.B.: JL3030 (Pulver), JL3031 (Fluid)

⁹ MIHM-Vogt GmbH und Co., Karlsruhe, D

Die vorgewärmten Muffeln wurden anschließend nach Beendigung des Vorwärmzyklus in den Pressofen EP 500 eingesetzt und der Pressvorgang¹⁰ gestartet.

Nach 60 minütiger Abkühlung wurde unter Verwendung eines Strahlgerätes¹¹ ausgebettet. Die Grobausbettung erfolgte mit Glanzstrahlmittel¹² (Körnung 50 µm) und 4 bar Druck und die Feinausbettung mit demselbigen Glanzstrahlmittel und 2 bar Druck.

Danach wurden die Inlays auf den Gipsstümpfen aufgepasst und Störstellen mit einem groben Gummipolierer entfernt.

Dann erfolgte das Anrauen der Okklusalfächen der Inlays mittels Glanzstrahlmittel¹³ und 1 bar Druck. Die Inlays wurden mit dem Dampfstrahlgerät¹⁴ versäubert und trocken geblasen. Anschließend fand eine Entfettung der Oberfläche mit 70%igen 2-Propanol und die Trocknung statt. Jetzt wurde Glasurpaste¹⁵ gleichmäßig aufgetragen und unmittelbar danach die Inlays im Brennofen¹⁶ glasiert. Dieser Vorgang wurde ein zweitesmal wiederholt (s. Abb.4-6).

¹⁰ EP 500, Ivoclar, Schaan, FL; IPS Empress Esthetic- Rohling ETC1, Ivoclar, Schaan, FL, Ch.B.: F42513

¹¹ PG 360/4, Harnisch und Rieth GmbH und Co., Winterbach, D

¹² Glanzstrahlmittel Klasse 55A, Harnisch und Rieth GmbH und Co., Winterbach, D, Ch.B.: 92204527

¹³ Glanzstrahlmittel Klasse 55A, Harnisch und Rieth GmbH und Co., Winterbach, D, Ch.B.: 92204527

¹⁴ Stymo-Clean GV, Girrbach, Pforzheim, D

¹⁵ IPS Empress Universal Glasurpaste, Ivoclar, Schaan, FL, Ch.B.: J17704

IPS Empress Universal Glasur- und Malfarbenfluid, Ivoclar, Schaan, FL, Ch.B.: F51581

¹⁶ Vacumat 200, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D

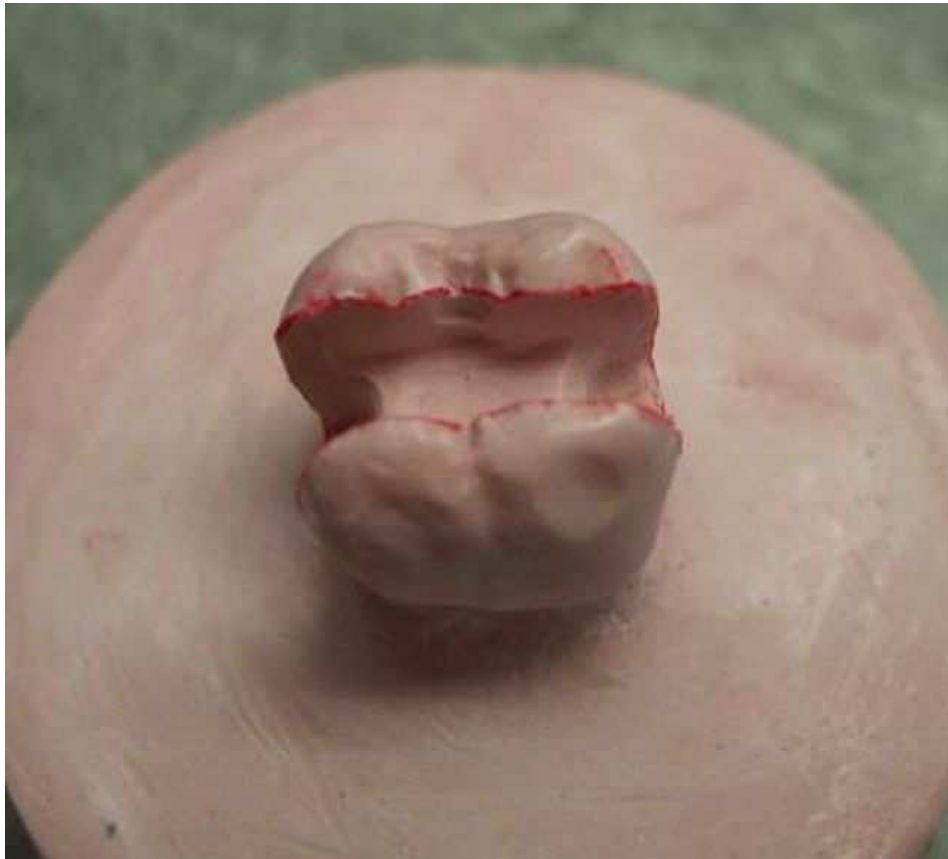


Abb.4-3: Gehärtetes Gipsmodell mit eingezeichneter Präpartionsgrenze

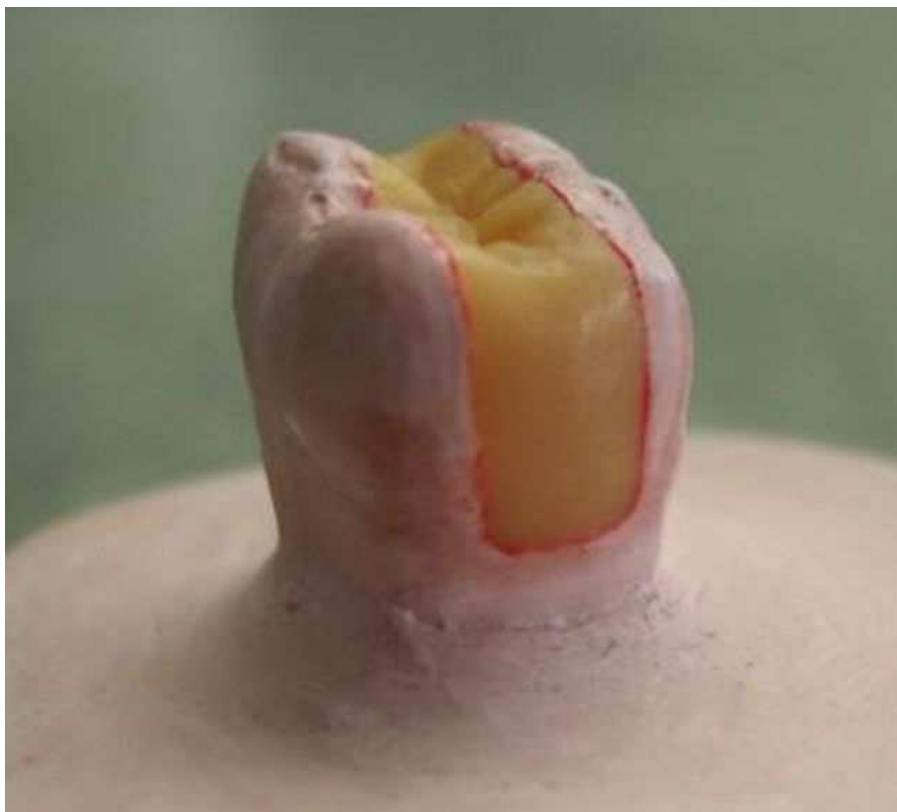


Abb.4-4: Modellation des Keramikinlays in Wachs



Abb.4-5: Angesetztes Wachobjekt auf der IPS-Empress-Muffelbasis

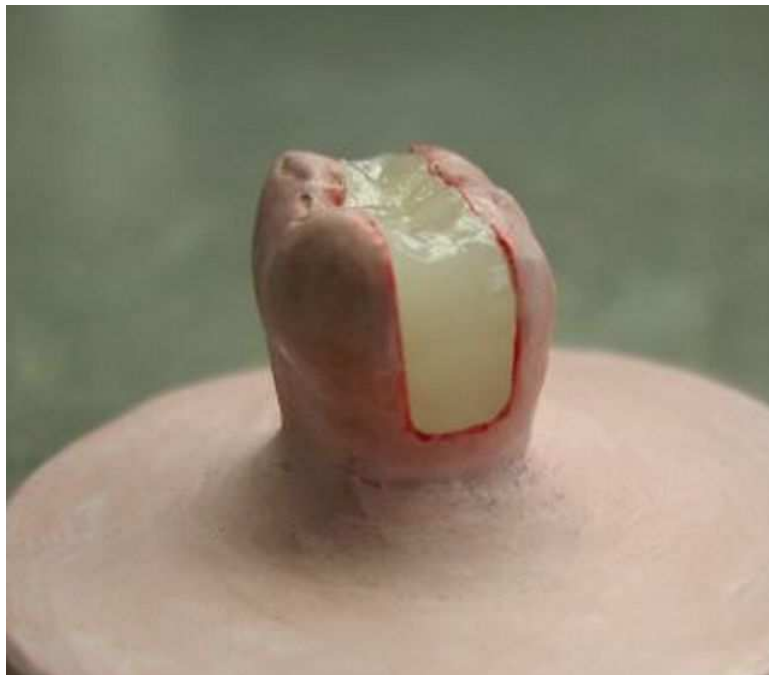


Abb.4-6: Fertiggestelltes IPS-Empress-Keramikinlay

4.3. Einsetzen der Keramikinlays mit verschiedenen Befestigungsmaterialien

Verwendete Befestigungszemente:

Zement	Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz	Ätzsystem
Maxcem (Kerr Hawe, Orange, CA, USA)	keine	Glyceroldimethacrylate, Dihydrogenphosphate
Multilink Sprint (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL)	keine	Phosphorsäure
Panavia F 2.0 + ED Primer (Kuraray, Osaka, J)	Mixing A/B Primer (1:1) Primer Applikation für 20 s	ED Primer I: MDP, hydrophile Phosphatgruppen ED Primer II: Hydrophobe Alkylgruppen mit Doppelbindung, Phosphatmonoester, Kampherchinon
RelyX Unicem Clicker (3M ESPE), Seefeld, D)	keine	phosphorylierte Methacrylate

4.3.1 Vorbereitungen der Restaurationen

4.3.1.1 Zusammensetzung des IPS Empress Keramik- Ätzel

Das IPS Empress Keramik Ätzel¹⁷ besteht zu 4,5 Gew.-% aus Fluorwasserstoffsäure (HF).

¹⁷ IPS Empress Keramik Ätzel, Ivoclar, Schaan, FL, Ch.B.: G13424

4.3.1.2 Zusammensetzung von Monobond S

Monobond S¹⁸ besteht zu 1 Gew.-% aus 3-Methacryloxypropyl-trimethoxysilan in einer Wasser- /Ethanollösung (Gemisch 1:1), welche mit Essigsäure auf einen pH-Wert von 4 eingestellt wurde.

4.3.1.3 Vorbehandlung der Keramikinlays

Die Innenseite der Keramikinlays wurde für 20 Sekunden mit IPS Keramik Ätzel angeätzt, anschließend mit Wasser gründlich abgespült und mit wasser- und ölfreier Luft getrocknet. Dann wurde mit dem Einkomponentenhaftsilan Monobond S die Inlayunterseite silanisiert und nach 60 Sekunden trockengeblasen.

4.3.2 Befestigung mit RelyX Unicem Clicker¹⁹

4.3.2.1 Zusammensetzung von RelyX Unicem

RelyX Unicem im Clicker-Dispenser ist ein dualhärtender, selbstadhäsiver Composite-Befestigungszement für die Handanmischung. Er wird für die adhäsive, definitive Befestigung von indirekten Restaurationen aus Vollkeramik, Composite oder Metall (Inlays, Onlays, Kronen, Brücken) und für Wurzelstifte und Schrauben verwendet. Hierbei sind Bonding und Konditionierung der Zahnhartsubstanz nicht notwendig.

Das System besteht aus einer Basis- und einer Katalysatorpaste und ist in den Farben A2 Universal, A3 Opaque und Transluzent erhältlich. Basispaste und Katalysator werden im Verhältnis 1:1 angemischt. RelyX Unicem ist bei durchschnittlicher Raumtemperatur von 23°C und reduzierter Lichtzufuhr circa 2 Minuten ab Mischbeginn verarbeitbar.

Die Paste enthält:

Basis:

Glaspulver (silanisiert)

Katalysator:

methacrylierter Phosphorsäureester

¹⁸ Monobond-S, Ivoclar, Schaan, FL, Ch.B.: J11352

¹⁹ RelyX Unicem Clicker, 3M ESPE, Seefeld, D, Ch.B.: 274070

Initiator	Dimethacrylate
Kieselsäure	Acetat
<u>Basis:</u>	<u>Katalysator:</u>
substituiertes Pyrimidin	Stabilisator
Calciumhydroxid	Initiator
Peroxo-Verbindung	
Pigmente	

4.3.2.2 Vorbereitung der Kavität

Die Kavitäten der Zähne wurden gründlich mit Bimsmehl gereinigt, mit Wasser gespült und mit wasser- und ölfreier Luft getrocknet.

4.3.2.3 Eingliederung der Keramikinlays

Basis- und Katalysatorpaste wurden im Verhältnis 1:1 auf dem Anmischblock platziert. Das Erreichen des korrekten Verhältnisses wird automatisch durch den Clicker-Dispenser gewährleistet. Der Zement wurde dann 20 Sekunden auf dem Anmischblock möglichst blasenfrei angemischt.

Das angemischte RelyX Unicem wurde anschließend mit einem Heidemann-Spatel in die Kavität mit Überschuss eingebracht und ebenfalls auf die Innenseite der Inlays ein wenig Zement aufgetragen. Mit zunächst leichtem Druck wurden die Inlays in situ gebracht, die groben Überschüsse entfernt und dann der Druck für einige Sekunden erhöht. Unter Fixierung mit dem Kugelstopfer wurden alle drei Seiten (mesial, distal, okklusal) mit der Polymerisationslampe²⁰ für 2 Sekunden belichtet und die Überschüsse weggesprengt. Danach fand die vollständige Belichtung aller drei Seiten für jeweils 20 Sekunden statt.

²⁰ Polymerisationslampe Elipar TriLight, ESPE, Seefeld, D

4.3.3 Befestigung mit Multilink Sprint²¹

4.3.3.1 Zusammensetzung von Multilink Sprint

Multilink Sprint ist ein dualhärtendes, selbstadhäsives Befestigungscomposite für die Zementierung von indirekten Restaurationen aus hochfester Keramik, Composite, Metallkeramik und Metall. Bei der Verwendung muss keine vorherige Konditionierung der Zahnhartsubstanz erfolgen, genauso ist der Einsatz eines Bondings nicht notwendig.

Multilink Sprint ist den Farben transparent, gelb und opaque erhältlich und stand in Form der Automischspritze zur Verfügung. Basis- und Katalysatorpaste werden im Verhältnis 1:1 gemischt.

Bei einer Raumtemperatur von 23°C ist es 160 Sekunden \pm 30 Sekunden verarbeitbar.

Die Paste enthält (in Gew.-%):

Base:

Dimethacrylate	24, 2 %
Ytterbiumtrifluorid	16, 6 %
Glasfüller, Hochdisperses Siliziumdioxid	58, 4 %
Additive, Initiatoren und Stabilisatoren	0, 8%

Katalysator:

Dimethacrylate	21, 1 %
Ytterbiumtrifluorid	16, 6 %
Glasfüller, Hochdisperses Siliziumdioxid	54, 1 %
Haftmonomer	5, 0 %
Additive, Initiatoren und Stabilisatoren	3, 2 %

²¹ Multilink Sprint (Automischspritze), Ivoclar, Schaan, FL, Ch.B.: J26111

4.3.3.2 Vorbereitung der Kavität

Die Kavitäten der Zähne wurden gründlich mit Bimsmehl gereinigt, mit Wasser gespült und mit wasser- und ölfreier Luft getrocknet.

4.3.3.3 Eingliederung der Keramikinlays

Mit der Automischspritze wurde Multilink Sprint direkt in die Kavität eingefüllt und die Innenseite der Inlays ebenfalls etwas mit dem Zement benetzt. Anschließend wurden die Inlays in situ gebracht und unter Fixierung mit einem Kugelstopfer wurden alle drei Seiten (mesial, distal, okklusal) mit der Polymerisationslampe für 2 Sekunden belichtet. Danach wurden die Überschüsse weggesprengt und schließlich fand die endgültige Belichtung aller drei Seiten für jeweils 20 Sekunden statt.

4.3.4 Befestigung mit Maxcem²²

4.3.4.1 Zusammensetzung von Maxcem

Maxcem ist ein selbstätzender adhäsiver Befestigungscomposite, der in einer Paste/Paste-Form angeboten wird und für die definitive Zementierung von indirekten Restaurationen aus Vollkeramik, Composite und Metall zum Einsatz kommt. Aufgrund seiner adhäsiven Eigenschaften sind die separate Konditionierung der Zahnhartsubstanz und die Verwendung von Primern und Bonding überflüssig. Maxcem ist in den Farben transparent, weiß, weiß-opaque, gelb und braun erhältlich und stand in Form der Automischspritze zur Verfügung. Der Zement ist bei oraler (37°C) Temperatur und reduzierter Lichtzufuhr ca. 2 Minuten verarbeitbar.

Die Paste enthält: Die Bestandteile waren nicht verfügbar.

²² Maxcem, Kerr, Basel, CH, Ch.B.: 420326

4.3.4.2 Vorbereitung der Kavität

Die Kavitäten der Zähne wurden gründlich mit Bimsmehl gereinigt, mit Wasser gespült und mit wasser- und ölfreier Luft getrocknet.

4.3.4.3 Eingliederung der Keramikinlays

Maxcem wurde direkt mit der Automischspritze in die Kavität appliziert und danach die Inlays mit mäßigem Druck in situ gebracht. Alle drei Seiten (mesial, distal, okklusal) wurden für jeweils 2 Sekunden mit der Polymerisationslampe belichtet und anschließend die Überschüsse weggesprengt. Nach Versäuberung wurden die drei Seiten für jeweils 20 Sekunden endgültig belichtet.

4.3.5 Befestigung mit Panavia F 2.0²³

4.3.5.1 Zusammensetzung von Panavia F 2.0

Panavia F 2.0 ist ein dualhärtendes Zementsystem auf Kunststoffbasis für indirekte Restaurationen aus Vollkeramik, Composite, Metall und Metallkeramik, sowie geeignet für die Zementierung von endodontischen Aufbaumaterialien und vorgefertigten Stiften.

Der Zement ist den Farben weiß, opaque und transparent erhältlich.

Das System setzt sich aus einem Haftprimer (ED Primer II A + ED Primer II B) und der Basis-(Paste A) und Katalysatorpaste (Paste B) zusammen.

Zusammensetzung:

- ED Primer A: HEMA (Hydroxyethylmethacrylat), 10-MDP (10-Methacryloxydecyldihydrogenphosphat), 5-NMSA (5-Methacryloyl-5-Aminosalicylsäure), Wasser, Akzeleratoren
- ED Primer B: 5-NMSA, Wasser, Natriumbenzol
- Oxygard: Glycerine, Initiatoren
- Basispaste: 10-MDP, 5-NMSA, Silizium, Dimethacrylate, Initiatoren

²³ Panavia F 2.0, Kuraray Medical Inc, Okayama, J, Ch.B.: 41214

- Katalysatorpaste: Bariumglass, Natriumfluorid, Dimethacrylate,
Dibenzoylperoxid

Das Panavia F 2.0 ist ab Mischbeginn bei oraler (37°C) Temperatur und reduzierter Lichtzufuhr ca. 3 Minuten verarbeitbar.

4.3.5.2 Silanisierung der Keramikinlays

Die Innenseite der Keramikinlays wurde mit einem Strahlgerät²⁴ und Glanzstrahlmittel²⁵ (Körnung 50 µm) bei 1 bar Druck aufgeraut und mit Druckluft die Strahlmittelrückstände entfernt. Total Etch Ätzel²⁶ (37%ige Phosphorsäure) wurde nun zur Oberflächenreinigung aufgetragen und nach 5 Sekunden mit Wasser abgespült und mit wasser- und ölfreier Luft getrocknet. Jeweils ein Tropfen Clearfil SE Bond Primer²⁷ und Clearfil Porcelain Bond Activator (Haftsilan)²⁸ wurden gemischt und mit einem kleinen Kunstharpinsel aufgetragen. Nach kurzer Einwirkzeit wurden die Innenseiten der Inlays mit wasser- und ölfreier Luft getrocknet.

4.3.5.3 Vorbereitung der Kavität

Die Kavitäten der Zähne wurden gründlich mit Bimsmehl gereinigt, mit Wasser gespült und mit wasser- und ölfreier Luft getrocknet.

4.3.5.4 Eingliederung der Keramikinlays

Für die Eingliederung der Inlays wurden gleiche Anteile des ED Primers II A und B gemischt und anschließend mit einem Kunstharpinsel die Kavitätenwände und der Kavitätenboden bestrichen. Nach 30 Sekunden Einwirkzeit wurden die Kavitätenflächen mit wasser- und ölfreier Luft vorsichtig getrocknet.

Danach wurden gleiche Anteile der Paste A und der Paste B auf einen Anmischblock gegeben und möglichst blasenfrei miteinander für 20 Sekunden vermischt. Mit einem Heidemann-Spatel wurde das Panavia F 2.0 in die Kavitäten eingebracht. Danach folgte das Einsetzen der

²⁴ PG 360/4, Harnisch und Rieth GmbH und Co., Winterbach, D

²⁵ Glanzstrahlmittel Klasse 55A, Harnisch und Rieth GmbH und Co., Winterbach, D, Ch.B.: 92204527

²⁶ Total Etch Ätzel, Vivadent, Schaan, FL, Ch.B.: K20207

²⁷ Clearfil SE Bond Primer, Kuraray Medical Inc, Okayama, J, Ch.B.: 00622A

²⁸ Clearfil Porcelain Bond Activator, Kuraray Medical Inc, Okayama, J, Ch.B.: 00187B

Inlays. Überschüsse wurden mit Endofrost-Pellets entfernt. Unter Fixierung mit einem Kugelstopfer wurden alle drei Seiten (mesial, distal, okklusal) mit der Polymerisationslampe für jeweils 20 Sekunden belichtet.

4.3.6 Nachbearbeitung der Prüfkörper

Nachdem alle 32 Keramikinlays in situ gebracht worden sind, wurde mit einem Feinkorndiamanten²⁹ in Form einer Olive vorsichtig und ohne zu großem Auflagedruck unter ständiger Wasserkühlung die Zementspalten ausgeschliffen, so dass drei klar zu erkennende Strukturen (Keramikinlay, Zementspalt, Zahnhartsubstanz) entstanden sind. Diese Prozedur fand statt unter Berücksichtigung der ursprünglichen Präparationsgrenzen im Schmelz und im Dentin. Diese Präparationsgrenzen blieben erhalten.

Unter dem Binokular-Mikroskop wurden die Zementspalten kontrolliert und sichergestellt, dass der Zement nicht verschmiert war und über den eigentlichen Zementspalt hinausging (siehe Abb. 4-7).



Abb. 4-7: Befestigtes und nachbearbeitetes Keramikinlay mit Zahn

²⁹ Komet, Lemgo, D

4.3.7 Replika-Herstellung

Die Zähne wurden einzeln abgeformt, um Replikate für die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung herstellen zu können. Dazu wurden die Zähne nochmals versäubert und getrocknet und im Anschluss über das Doppelmischverfahren mit einer Polyether-Gummi-Masse³⁰ abgeformt. Auf die Approximalflächen wurde die dünnfließende Komponente aufgetragen und ein Kunststoff-Abformlöffel mit der hochviskösen Komponente befüllt und die Zähne in der Masse abgedrückt. Nach 10 minütiger Aushärtung des Materials wurden die Zähne entnommen und bis zur thermomechanischen Belastung im Kausimulator in destilliertem Wasser bei 37°C aufbewahrt.

Nach zweistündiger Rückstellzeit wurden die Abformungen mit Epoxidharz³¹ ausgegossen. Nachdem die Replikate 24 Stunden ausgehärtet waren, wurden diese aus den Abdrücken entnommen und weiter bearbeitet. Dazu wurden die Replikate mit einer kreuzverzahnten Hartmetallfräse³² von Überschüssen befreit, entgratet und die Unterseite plan gefräst. Mit einem Leitlack³³ wurden nun die Replikate auf die REM-Probeträger³⁴ geklebt. Der Zement muss anschließend 24 Stunden aushärten.

Vor dem Sputtern³⁵ wurden die Proben nochmals mit einem Pinsel versäubert. Dann erfolgte das Bedampfen der Replikate mit einer Goldschicht für 360 Sekunden bei einem Sputterstrom von 30 mA und einem Arbeitsdruck des Argon von 0,05 mbar.

4.3.8 Lagerung

Bis zur thermomechanischen Wechselbelastung im Kausimulator wurden die Prüfkörper in destilliertem Wasser bei 37°C 90 Tage gelagert.

³⁰ Permadyne Penta H (hochvisköse Komponente), ESPE, Seefeld, D
 Permadyne Garant 2:1 (dünnfließende Komponente), ESPE, Seefeld, D, Ch.B.: 286500
 Pentamix-Gerät, ESPE, Seefeld, D
³¹ Rencast CW 2215, Huntsman A.M., Everberg, B, Ch.B.: 041194900
 Härter: Ren Hy 5162, Göbe+Pfaff, Karlkron, D, Ch.B.: AA51453800
³² Hartmetallfräse, Hager+Meisinger GmbH, Neuss, D
³³ Leit C (conductive carbon cement), Plano GmbH, Wetzlar, D, Ch.B.: 1006
³⁴ Alu-Stubs, BAL-TEC, Walluf, D
³⁵ Sputter Coater SCD 500, BAL-TEC, Balzers, FL

4.4. Einteilung der Prüfgruppen

Das Untersuchungsgut wurde in folgende Prüfgruppen eingeteilt:

Serie A (RelyX Unicem Clicker): **n=8**

A.1 Schmelzbegrenzte Restauration	vor TCML
A.2 Dentinbegrenzte Restauration	vor TCML
A.3 Schmelzbegrenzte Restauration	nach TCML
A.4 Dentinbegrenzte Restauration	nach TCML

Serie B (Multilink Sprint): **n=8**

B.1 Schmelzbegrenzte Restauration	vor TCML
B.2 Dentinbegrenzte Restauration	vor TCML
B.3 Schmelzbegrenzte Restauration	nach TCML
B.4 Dentinbegrenzte Restauration	nach TCML

Serie C (Panavia F 2.0): **n=8**

C.1 Schmelzbegrenzte Restauration	vor TCML
C.2 Dentinbegrenzte Restauration	vor TCML
C.3 Schmelzbegrenzte Restauration	nach TCML
C.4 Dentinbegrenzte Restauration	nach TCML

Serie D (Maxcem): **n=8**

D.1 Schmelzbegrenzte Restauration	vor TCML
D.2 Dentinbegrenzte Restauration	vor TCML
D.3 Schmelzbegrenzte Restauration	nach TCML
D.4 Dentinbegrenzte Restauration	nach TCML

4.5. Thermomechanische Wechselbelastung (TCML)

Alle 32 Zähne der insgesamt vier Serien wurden einer thermomechanischen Wechselbelastung (thermocycling and mechanical loading = TCML) ausgesetzt. Im Kausimulator wurden die Prüfkörper abwechselnd mit destilliertem Wasser mit einer Temperatur von 5°C und 55°C umspült. Ein Thermozyklus dauerte 2 Minuten. Insgesamt wurden 6000 Thermozyklen durchlaufen. Gleichzeitig wurden die Prüfkörper mit einem preßluftbetriebenen Stahlbolzen, in dem eine Keramikugel ($\varnothing = 6 \text{ mm}$) eingelassen ist, von okklusal mit einer punktförmigen Druckbelastung von 50 N bei einer Frequenz von 1,6 Hz belastet. Dies ergibt bei 6000 Zyklen eine Summe von $1,2 \times 10^6$ Belastungen, was einer Tragedauer von 5 Jahren entspricht [ROSENTRITT (1997, 2008, 2009 (a), 2009 (b), 2009 (c))].

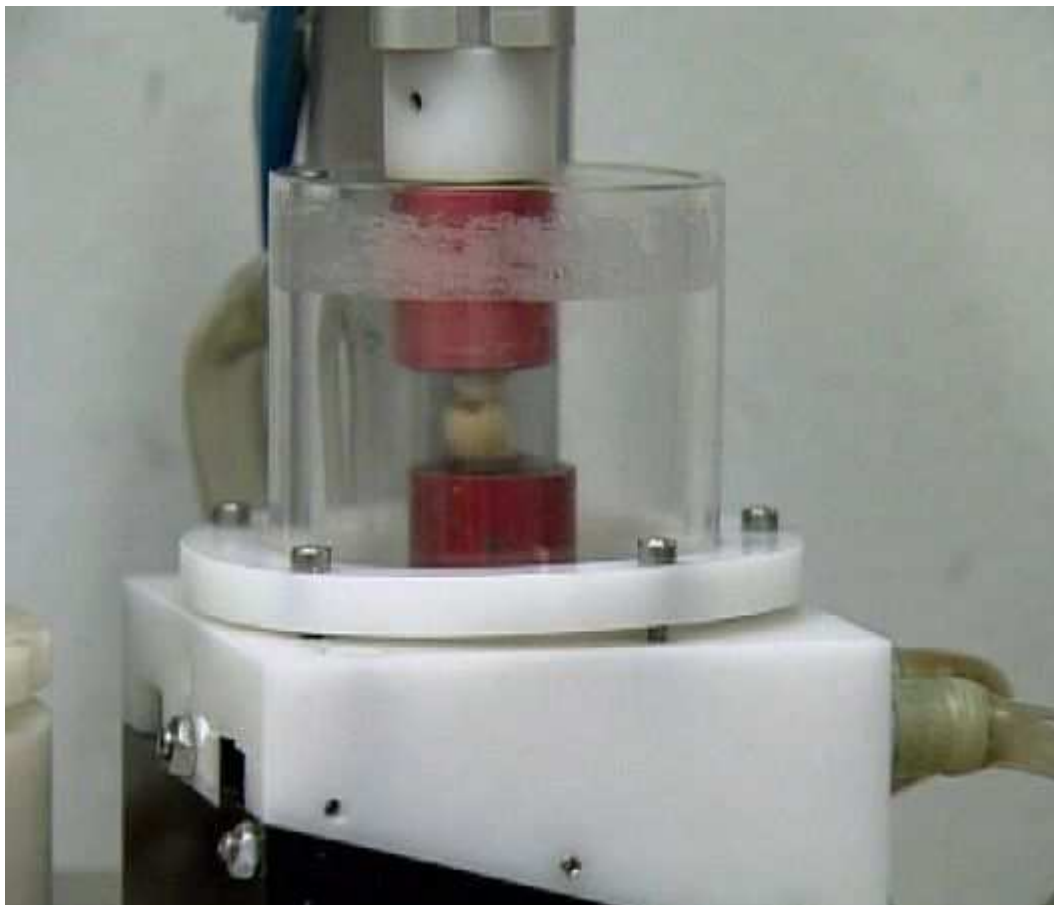


Abb. 4-8: Prüfeinheit des Regensburger Kausimulators

4.6. Auswertung

4.6.1 REM- Untersuchung

4.6.1.1 Quantitative Randanalyse

Unter dem Rasterelektronenmikroskop³⁶ und unter zu Hilfenahme der Bildanalysesoftware Optimas 6.2³⁷ wurde bei 100facher Vergrößerung die quantitative Analyse der Grenzflächen durchgeführt. Die Grenzflächen Restauration/Befestigungscomposite und Befestigungscomposite/Zahnhartsubstanz wurden abschnittsweise und getrennt voneinander beurteilt und den verschiedenen Bewertungskriterien zugeordnet.

Perfekter Rand (PR):

Das Befestigungscomposite geht glatt und ohne erkennbare Kontinuitätsunterbrechung in die Zahnhartsubstanz bzw. in das Keramikinlay über.

Randspalt (RS):

An den zu untersuchenden Grenzflächen ist durch Kohäsions- und/oder Adhäsionsverlust ein Spalt festzustellen.

Material- und verarbeitungsbedingte Mängel (MV):

Im Grenzflächenbereich treten beispielsweise durch Über- und Unterschüsse der Befestigungscomposite Niveauunterschiede auf. Trotzdem ist der Übergang kontinuierlich und die marginale Integrität ist erhalten geblieben.

Nicht auswertbar (NA):

Unter dieses Bewertungskriterium fallen alle Mängel, wie fehlerhafter Abdruck, fehlerhaftes Ausgießen der Abformung, Luftblasen oder blasenförmige Auflagerungen, die eine Messung unmöglich machen.

³⁶ Stereoscan 240, Cambridge Instruments, Nußloch, D

³⁷ Optimas 6.2., Optimas Cooperation

Ausquellung (AQ):

Nach der Kausimulation selten auftretende Auspressung des Befestigungscomposite, hervorgerufen durch die mechanische Belastung.

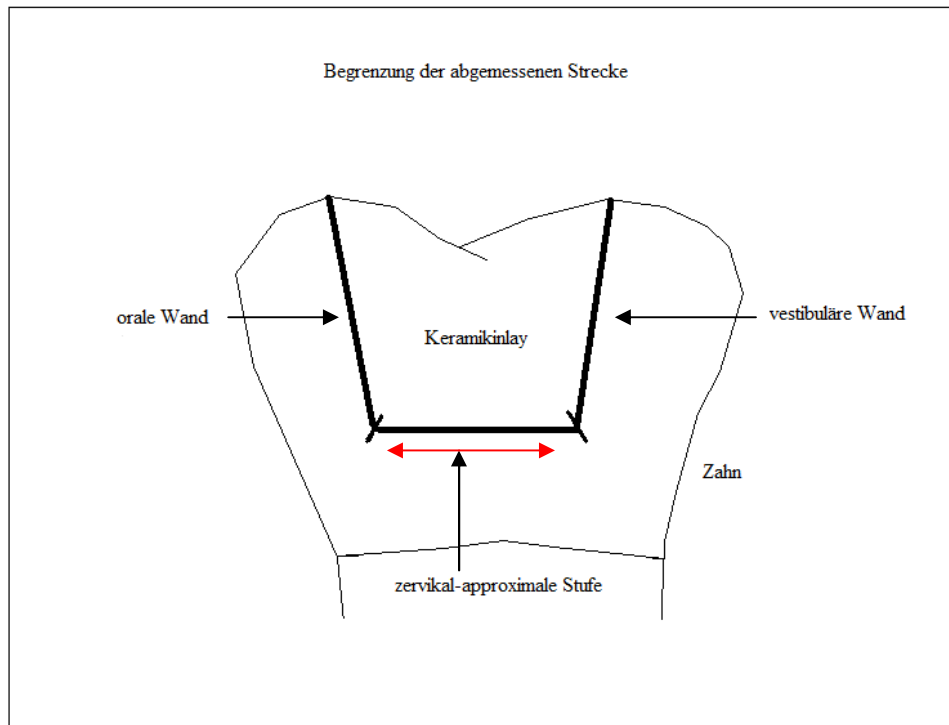


Abb.4-9: Begrenzungspunkte der im REM beurteilten Strecke (rot). Details siehe Text.

Die Messlänge erstreckte sich über die gesamte zervikal-approximale Stufe bis zum Scheitelpunkt der oralen bzw. vestibulären Wand (vgl. Abb.4-9). Jede Strecke wurde in mehrere Abschnitte unterteilt und vom REM in einen separaten Rechner eingespeist. Diese gespeicherten Bilder wurden dann anschließend mit der Bildanalysesoftware Optimas 6.2 ausgewertet.

An gleichen Grenzflächen wurden vor und nach Kausimulation identische Gesamtlängen ausgemessen. Im Optimas 6.2 wurde dann die Summe aller Abschnitte einer Grenzfläche gleich 100% gesetzt und die jeweiligen Anteile der einzelnen Randqualitäten in Relation gesetzt.

Die statistische Auswertung konnte anschließend mit Hilfe dieser Daten vorgenommen werden.

4.6.2 Farbpenetration

Die Zähne jeder Gruppe wurden nach der thermomechanischen Belastung und Abdrucknahme zur Herstellung der zweiten Replikaserie und der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung einem Farbpenetrationstest unterzogen. Die Zähne wurden hierzu den Belastungsträgern entnommen und nach der Trocknung Nagellack aufgetragen, wobei die approximale Stufe der Keramikinlays nach zervikal und nach okklusal ausgespart wurde. So wurde verhindert, dass die Penetrationsflüssigkeit außerhalb des zu untersuchenden Gebietes zwischen Restauration und Zahn eindringt. Folglich wurden die vorbereiteten Zähne dann 16 Stunden bei 37°C in 0,5%iger, basischer Fuchsinlösung gelagert. Anschließend wurden die Zähne in der Innenlochsäge³⁸ fixiert und unter ständiger Wasserkühlung in mesio-distaler Richtung in 600µm dicke Schnitte zersägt. So wurden pro Zahn circa sieben bis neun Schnitte angefertigt. Das bedeute, dass mindestens 14 Farbpenetrationswerte pro Approximalfläche ermittelt werden konnten. Jetzt wurden die Schnitte bei 25-facher Vergrößerung von beiden Seiten digital fotografiert und mit dem Bildanalysesystem Corel Draw 7³⁹ ausgewertet. Hierbei wurde die Penetration des Farbstoffes an der Grenze Befestigungszement/Schmelz bzw. Befestigungszement/Dentin untersucht. Dabei wurde zunächst die gesamte Tiefe der approximalen Stufe bis zum Scheitelpunkt der pulpoaxialen Wand gemessen, diese Strecke gleich 100% gesetzt und die Eindringtiefe der Penetrationsflüssigkeit in % zur vorher festgelegten approximal-zervikalen Stufentiefe ermittelt (vgl. Abb.4-10).

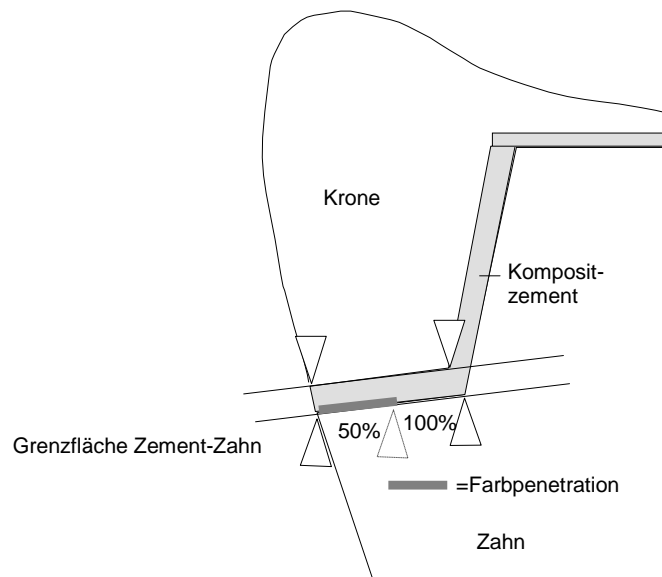


Abb. 4-10: Schematische Darstellung der Farbpenetrationsvermessung

³⁸ Leica SP1600, Leica, Nussloch, D

³⁹ Corel Draw 7, Corel Corporation, Ottawa, Ontario, CA

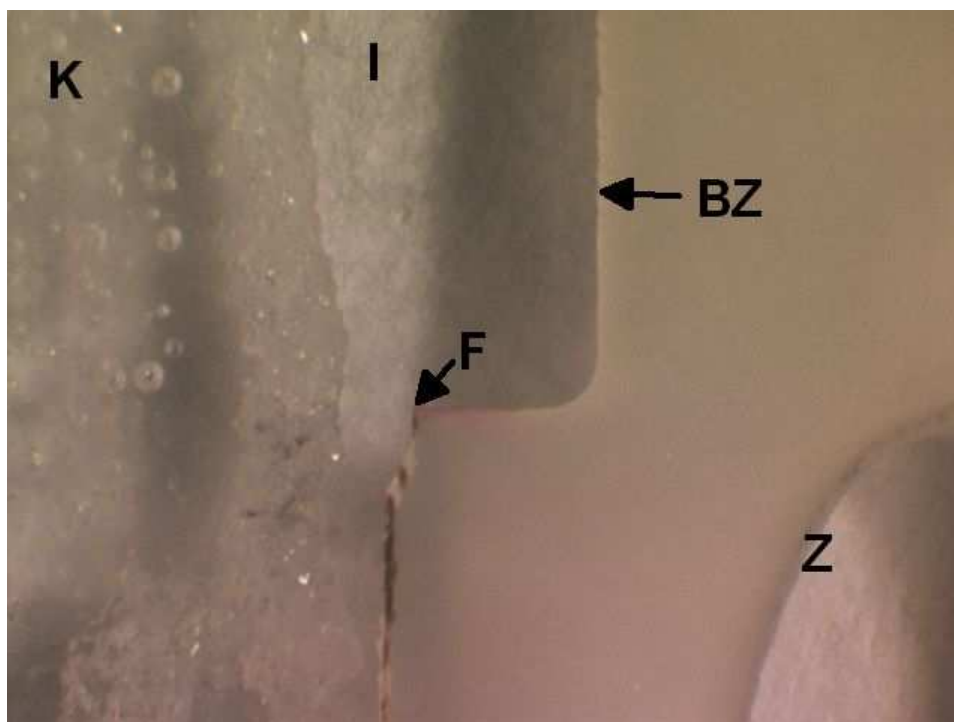
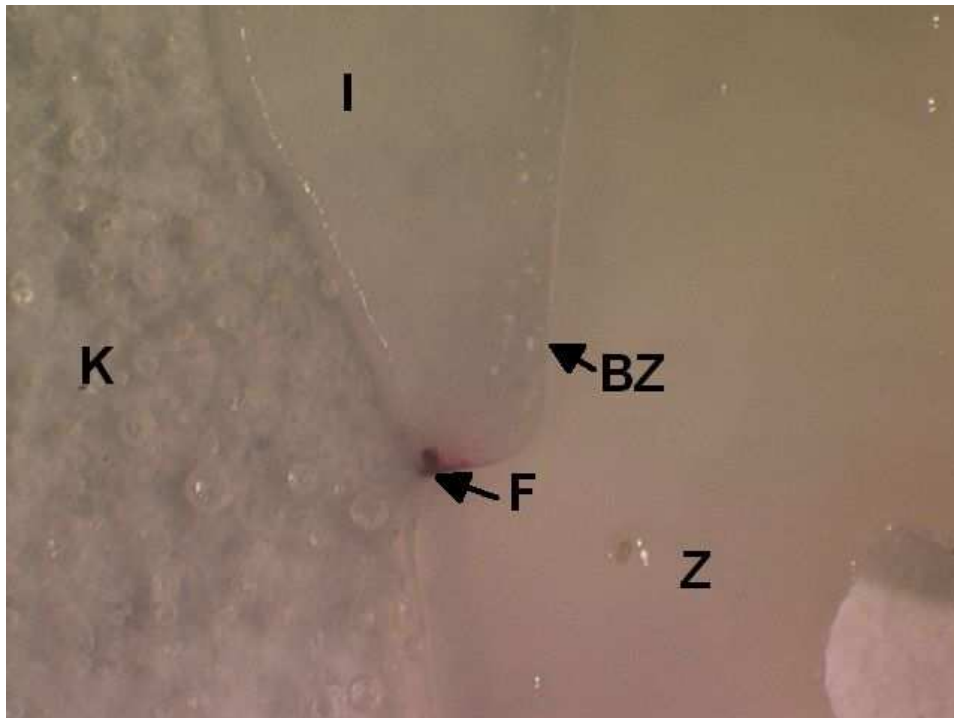


Abb. 4-11: Bildbeispiele der Farbpenetration (25-fache Vergrößerung). Zu erkennen ist der Fixierkunststoff⁴⁰(K), das Inlay(I), der Zahn (Z), der Befestigungszement (BZ) und der Farbstoff (F). Der Farbstoff dringt hierbei zwischen Zement und Zahn ein. Abhängig ist dies von der Qualität des Verbundes. Je tiefer der Farbstoff eingedrungen ist desto schlechter ist der Verbund zwischen Zement und Zahn.

⁴⁰ Palapress Vario Transparent, Heraeus Kulzer, Wehrheim, D, Ch.B.: 021014 (Pulver), 020430 (Fluid)

4.6.3 Statistik

4.6.3.1 Übersicht

In der vorliegenden Untersuchung wurden die vier Befestigungszemente in Kombination mit den von den Herstellern empfehlenden Verarbeitungsanweisungen unter dem Einfluss der Parameter thermomechanische Wechselbelastung (vor/nach TCML), Zementsystem und Lage der Präparationsgrenze untersucht. Mit den Daten der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung und des Farbpenetrationstests erfolgte die statistische Analyse. Mittels ANOVA- und des Tukey-Tests wurden die Versuchsgruppen auf signifikante Unterschiede untersucht, wobei das Signifikanzniveau bei $p=0,05$ festgelegt wurde. Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe der SPSS 16.0⁴¹ Software. Für die grafischen Darstellungen wurden die ermittelten Mittelwerte und das dazugehörige 95% Konfidenzintervall verwendet.

4.6.3.2 Statistische Auswertung der REM-Analyse

Die Anteile an perfekten Rand (PR), Randspalt (RS), material- und verarbeitungsbedingten Mängeln (MV), und Ausquellung (AQ) wurden pro Approximalfläche in Bezug auf die jeweilige Gesamtlänge der approximal-zervikalen Stufe im Schmelz- bzw. Dentinbreich ermittelt. Um die Ergebnisse übersichtlicher zu gestalten, wurde auf eine detaillierte, statistische Auswertung der Kriterien „Ausquellung“, Material- und verarbeitungsbedingte Mängel“, „Nicht auswertbar“ und „Randspalt“ verzichtet, da das Kriterium „Perfekter Rand“ die Qualität der marginalen Adaption ausreichend beschreibt.

4.6.3.3 Statistische Auswertung der Farbpenetration

Pro Approximalfläche eines Zahnes wurde jeweils der Mittelwert der Farbpenetration ermittelt. Aus diesen Werten wurde für jede Gruppe (n=8 Zähne) der Mittelwert ermittelt (Mittelwert der Ebene = Prinzip Mittelwert).

⁴¹ SPSS 16.0, SPSS Inc, Chicago, IL, USA

5. Ergebnisse

5.1. REM-Analyse

5.1.1. Randqualität vor und nach TCML (REM-Photos)

Die vorliegenden rasterelektronenmikroskopischen Bilder, die sowohl für schmelzbegrenzte als auch dentinbegrenzte Kavitäten angefertigt wurden, zeigen an ausgewählten Bereichen nahezu identische Randabschnitte vor und nach thermomechanischer Wechselbelastung.

Die folgenden Bilder zeigen die marginale Situation bei 100-facher Vergrößerung.

Folgende Abkürzungen beschreiben die Grenzflächen an der approximalen Stufe:

S = Schmelz

D = Dentin

K = Keramik (IPS-Empress-Inlay)

Z = Befestigungszement

PR = perfekter Rand

RS = Randspalt

5.1.1.1. Schmelzbegrenzte Restauration

Abb. 5-1a: Panavia F2.0 (Inlay/Zement- und Zement/Schmelzgrenze vor TCML): Die Abbildung zeigt den Restaurationsrand im Schmelz, auf dem sich eine blasenförmige Auflagerung befindet. Diese Auflagerung zählt zu dem Kriterium „Nicht Auswertbar“. Rechts daneben ist ein Randspalt (RS). Ein sonst perfekter Rand (PR) ist zu erkennen.

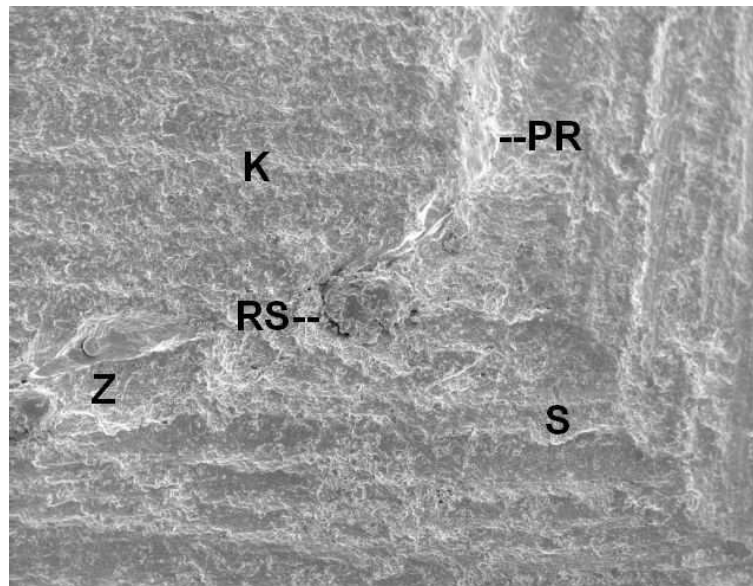


Abb. 5-1b: Panavia F2.0 (Inlay/Zement- und Zement/Schmelzgrenze nach TCML): Die blasenförmige Auflagerung ist hier ebenfalls zu erkennen. Der Randspalt (RS) hat sich nach TCML deutlich vergrößert.

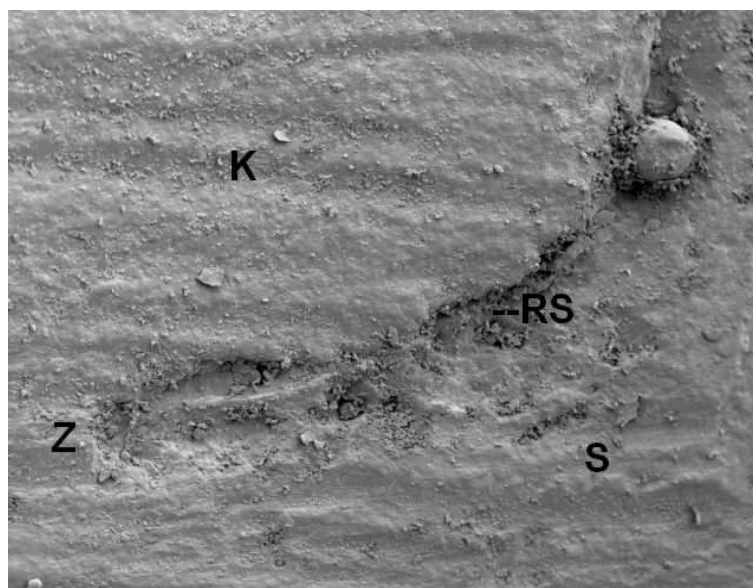


Abb.5-2a: Multilink Sprint (Inlay/Zement- und Zement/Schmelzgrenze vor TCML): Zu sehen ist ein durchgehend perfekter Rand (PR).

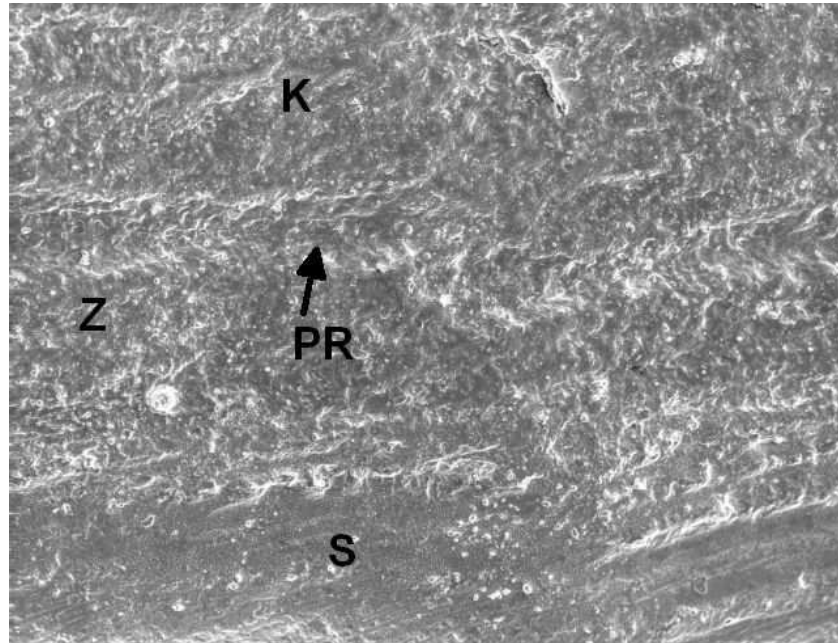
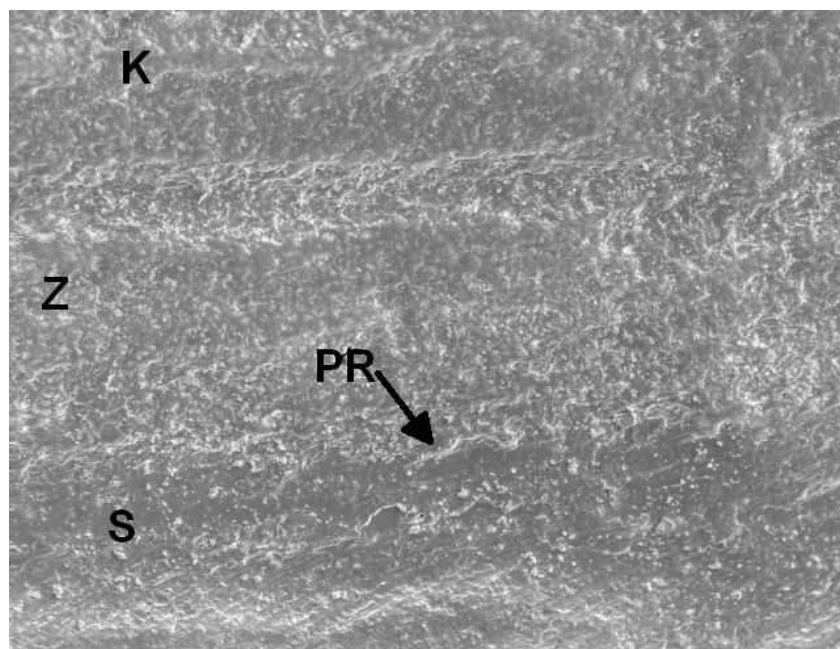


Abb. 5-2b: Multilink Sprint (Inlay/Zement- und Zement/Schmelzgrenze nach TCML): Nach TCML ist ebenfalls ein perfekter Rand (PR) erkennbar.



5.1.1.2. Dentinbegrenzte Restauration

Abb. 5-3a: Panavia F2.0 (Inlay/Zement- und Zement/Dentingrenze vor TCML):
Erkennbar ist eine gleichbleibende Kontinuität des Restaurationsrandes (PR).

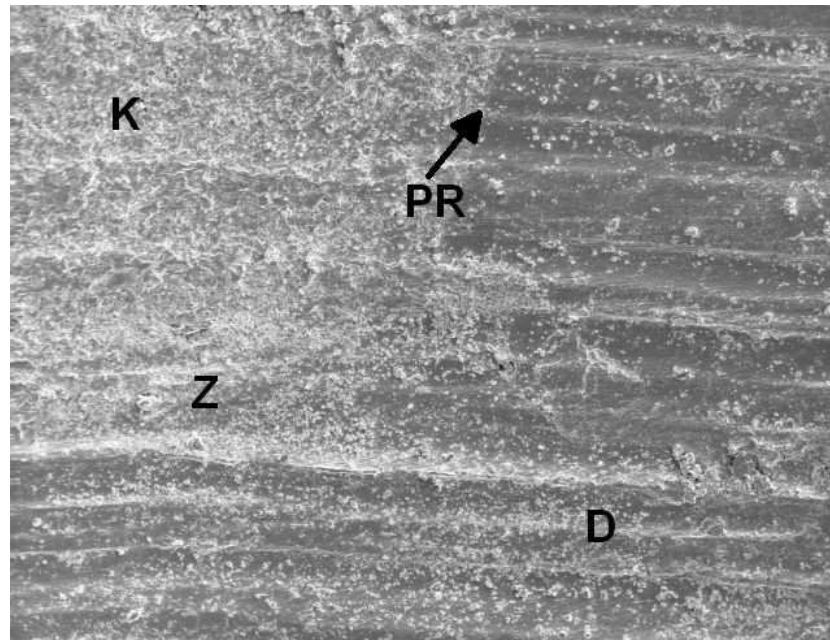


Abb. 5-3b: Panavia F2.0 (Inlay/Zement- und Zement/Dentingrenze nach TCML): Nach TCML ist keinerlei Veränderung zu erkennen. Das Bild zeigt einen perfekten Restaurationsrand (PR).

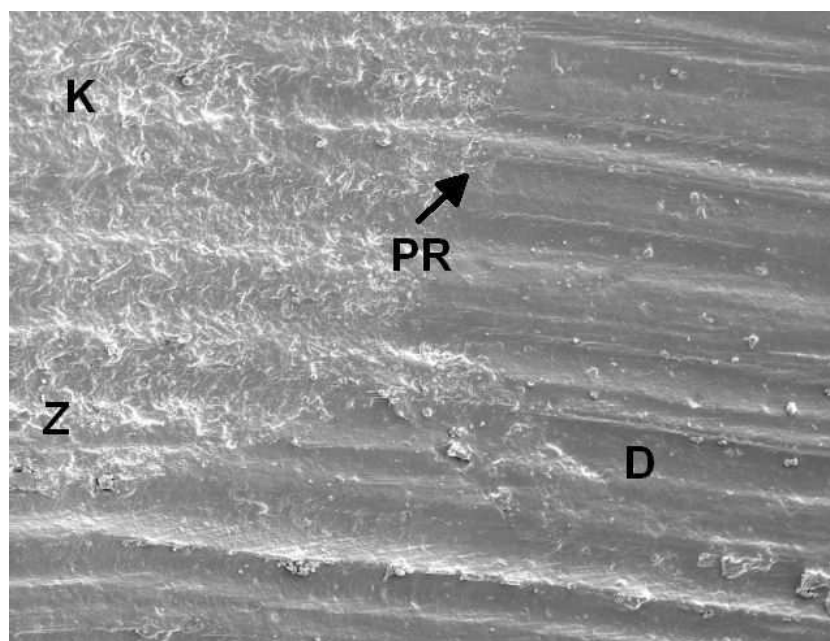


Abb. 5-4a: Multilink Sprint (Inlay/Zement- und Zement/Dentingrenze vor TCML): Vor TCML zeigt das Bild einen perfekten Rand (PR).

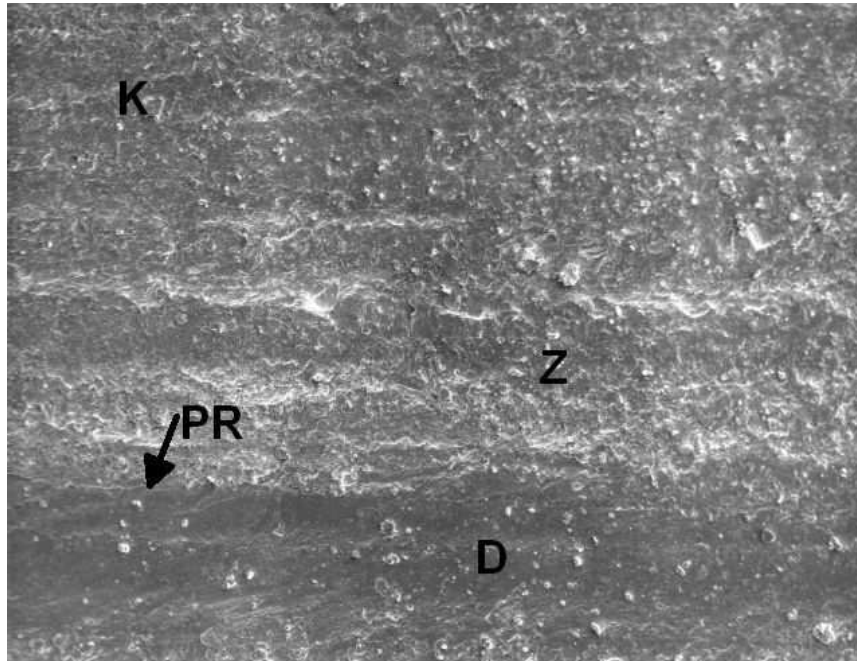
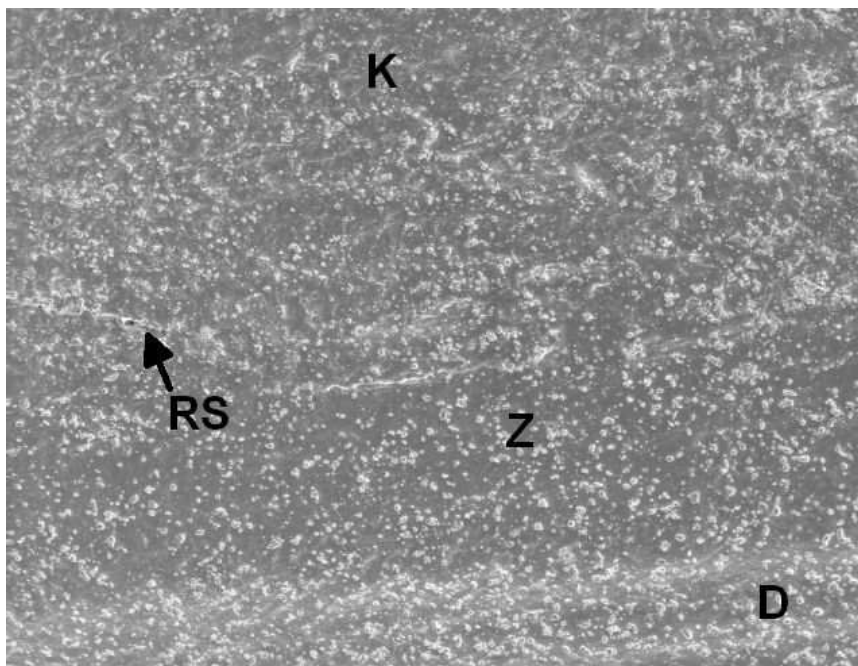


Abb. 5-4b: Multilink Sprint (Inlay/Zement- und Zement/Dentingrenze nach TCML): Nach TCML hat sich ein Randspalt (RS) an der Inlay-/Zementgrenze gebildet.

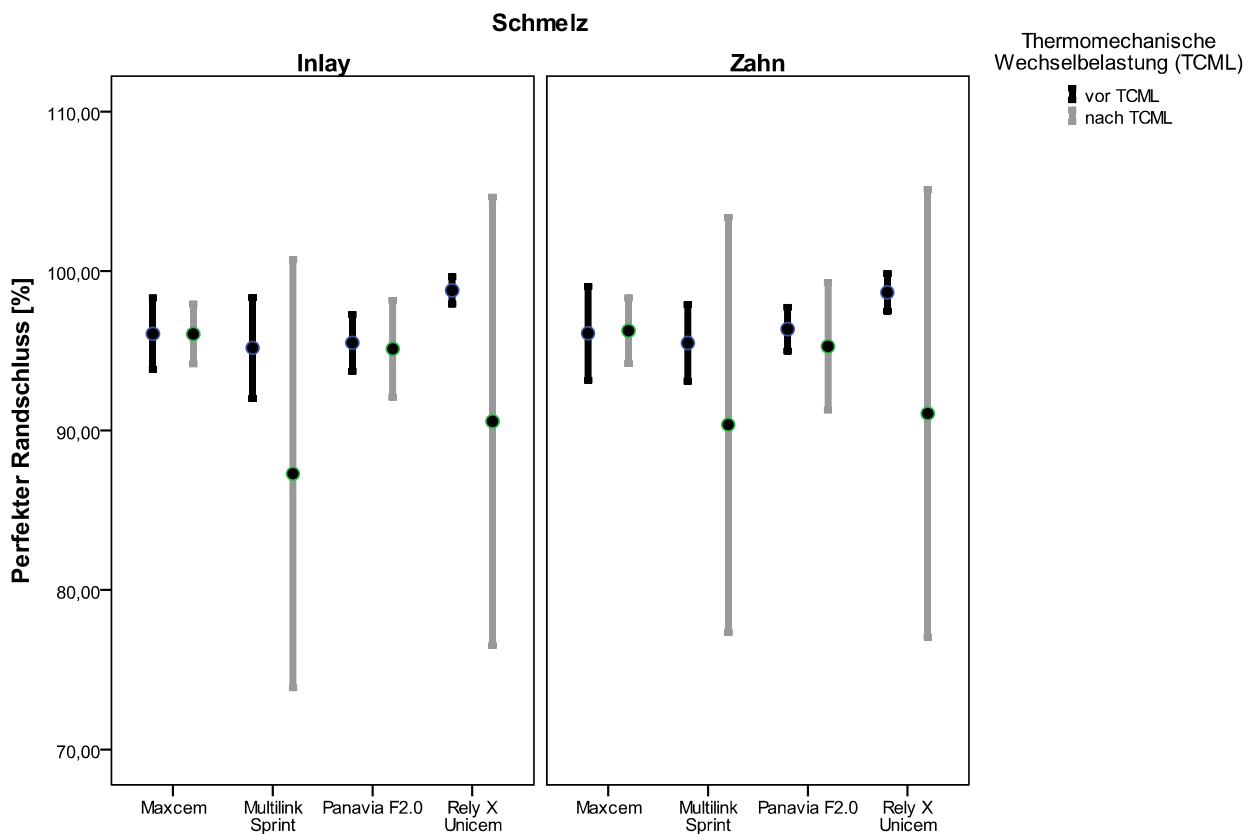


5.2.1. Marginale Integrität vor und nach thermomechanischer Wechselbelastung (graphische Darstellung der Ergebnisse)

In den folgenden Abbildungen wurden die Mittelwerte und die 95%igen Konfidenzintervalle graphisch dargestellt.

In Abbildung 5-5 und 5-6 wurden die Werte für die schmelzbegrenzte und dentinbegrenzte Restauration niedergelegt. Hierbei wurde zwischen den Grenzflächen Inlay/Zement und Zahn/Zement unterschieden, sowie zwischen vor und nach thermomechanischer Wechselbelastung. Alle Werte bezogen sich auf das Bewertungskriterium „Perfekter Rand“. Es wurde hier bewusst auf die graphische Darstellung der Kriterien „Randspalt“, „Material- und verarbeitungsbedingte Mängel“, „Ausquellung“ und „Nicht auswertbar“ aus Übersichtsgründen verzichtet.

Abb. 5-5: Schmelzbegrenzte Restauration an den Grenzflächen Inlay/Zement und Zahn/Zement



5.2.1.1. Ergebnisse der schmelzbegrenzten Restauration an der Grenzfläche

Inlay/Zement (Abb. 5-5)

Vor TCML: An der Grenzfläche Inlay/Zement zeigte die Graphik für alle vier Zemente nahezu gleiche Ausgangswerte an. Lediglich Rely X Unicem stach durch den hohen Prozentsatz bezüglich des Bewertungskriteriums „Perfekter Rand“ hervor. Dieser Unterschied war statistisch nicht signifikant (post hoc $p < 0.05$). Danach folgte Maxcem, Panavia F2.0 und Multilink Sprint. Auch hier lagen keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Befestigungsmaterialien vor. Die Mittelwerte und die 95% Konfidenzintervalle lagen relativ eng zusammen. Nur Rely X Unicem wies ein sehr kurzes Konfidenzintervall auf. Im Gegensatz dazu besaß Multilink Sprint das längste Intervall.

Die Mittelwerte unterschritten nicht den Wert von 95%. Wobei Multilink Sprint sich deutlich von den anderen Befestigungszementen absetzte und an die 90% Marke heranreichte.

Nach TCML: Nach dem Alterungsprozess hoben sich Multilink Sprint und Rely X Unicem im Vergleich zu Maxcem und Panavia F2.0 hervor. Diese zwei Zemente zeigten die niedrigsten Mittelwerte an, wobei Rely X Unicem die 90%-Marke nicht überschritt. Die 95% Konfidenzintervalle bzw. deren Werte lagen weit gestreut vor und zeigten die niedrigsten Werte bei 80% für das Kriterium „Perfekter Rand“ an. Die Unterschiede waren statistisch nicht signifikant (post hoc $p < 0.05$).

Kein anderes untersuchtes Befestigungsmaterial demonstrierte ein vergleichbares Verhalten an der Grenzfläche Inlay/Zement und Zahn/Zement.

Maxcem und Panavia F2.0 wichen dagegen kaum voneinander ab, sowohl im Vergleich gegeneinander als auch im Vergleich vor TCML und nach TCML.

5.2.1.2. Ergebnisse der schmelzbegrenzten Restauration an der Grenzfläche

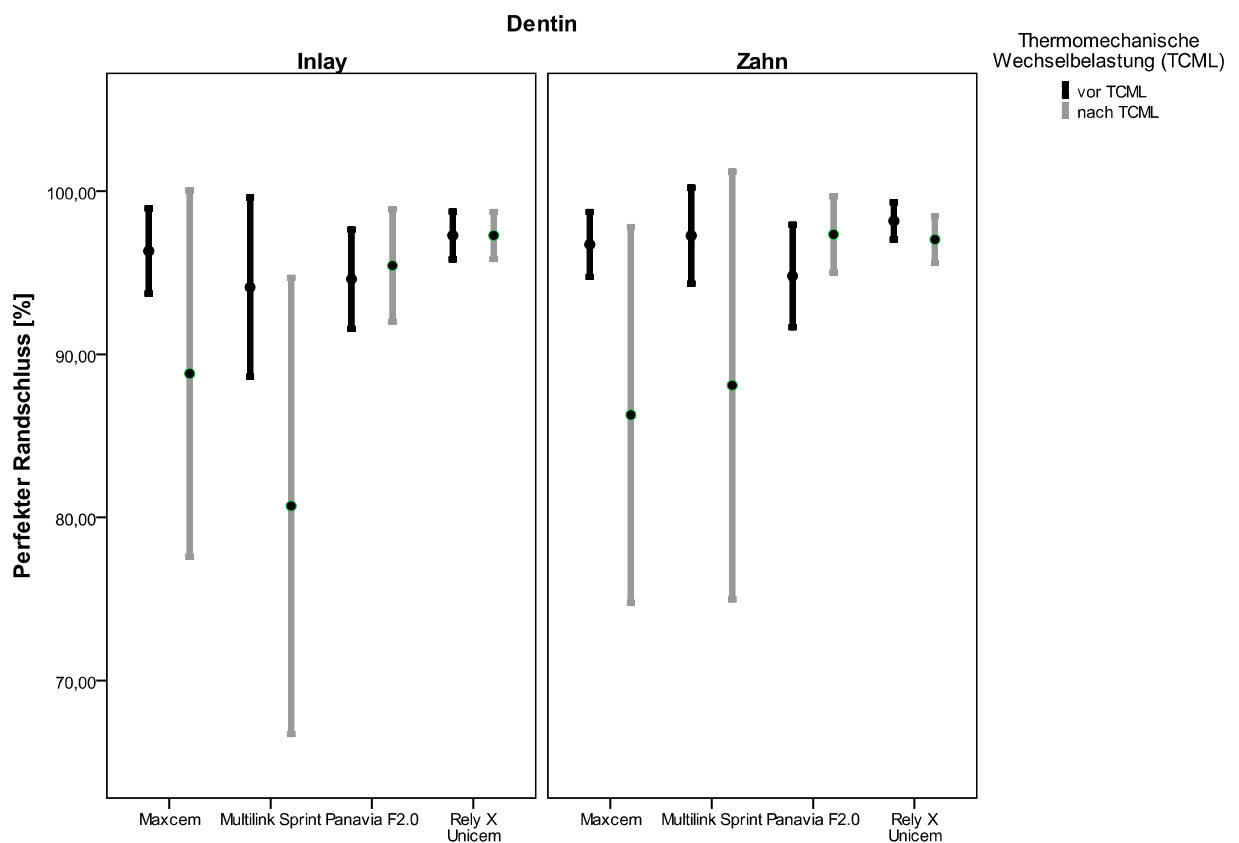
Zahn/Zement (Abb. 5-5)

Vor TCML: Den niedrigsten Mittelwert erreichte hier das Multilink Sprint. Wobei die Mittelwerte aller vier Zemente nah beieinander lagen und der Wert von 95% nicht unterschritten wurde. Die Unterschiede waren statistisch nicht signifikant (post hoc $p < 0.05$).

Die 95% Konfidenzintervalle von Panavia F2.0 und Rely X Unicem unterschritten die 95%-Marke nicht. Nur Maxcem und Multilink Sprint taten dies.

Nach TCML: Alle Zemente zeigten hier eine ähnliche Verteilung wie an der Grenzfläche Inlay/Zement nach TCML. Besonders Multilink Sprint und Rely X Unicem traten durch die weite Verteilung der Werte deutlich hervor. Allerdings wurde die 90%-Marke durch die Mittelwerte nicht überschritten. Statistisch gesehen lagen keine Signifikanzunterschiede vor.

Abb. 5-6: Dentinbegrenzte Restauration an den Grenzflächen Inlay/Zement und Zahn/Zement



5.2.1.3. Ergebnisse der dentinbegrenzten Restauration an der Grenzfläche Inlay/Zement (Abb. 5-6)

Vor TCML: Im Dentin zeigten Multilink Sprint und Panavia F2.0 die niedrigsten Werte an. Das galt sowohl für die Mittelwerte als auch für die 95% Konfidenzintervalle. Wobei das Multilink Sprint hier die weiteste Streuung der Werte anzeigte.

Rely X Unicem wies den höchsten Prozentsatz an perfekter marginaler Adaptation mit nahezu 100% vor. Statistisch lagen keine Unterschiede vor.

Nach TCML: Hier stachen besonders das Maxcem und das Multilink Sprint hervor. Beide Zemente zeigten die niedrigsten Mittelwerte an. Diese lagen für das Maxcem bei unter 90% und bei Multilink Sprint etwas über 80%. Die Werte für die 95% Konfidenzintervalle waren breit gestreut. Multilink Sprint besaß hier die größte Streuung bis zu einem Wert von weniger als 70%. Es lagen keine signifikanten statistischen Unterschiede vor.

5.2.1.4. Ergebnisse der dentinbegrenzten Restauration an der Grenzfläche

Zahn/Zement (Abb. 5-6)

Vor TCML: Die Mittelwerte von Maxcem, Multilink Sprint und Rely X Unicem lagen deutlich über 95%. Nur das Panavia F2.0 unterschritt diesen Wert. Die 95% Konfidenzintervalle für Multilink Sprint und Panavia F2.0 zeigten die breiteste Streuung der Werte an. Die 90%-Marke wurde dabei aber nicht überschritten. Es lagen keine signifikanten statistischen Unterschiede vor.

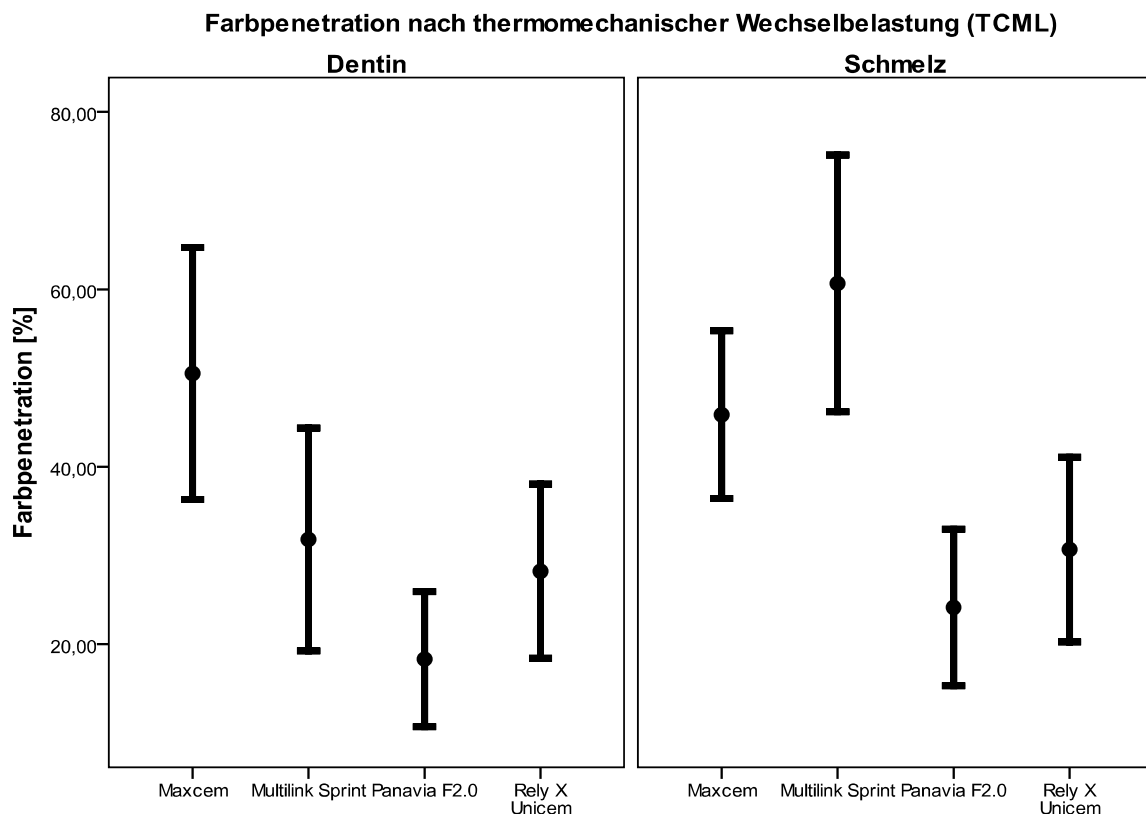
Nach TCML: Die größte Veränderung zeigten hier Maxcem und Multilink Sprint. Die Mittelwerte beider Zemente unterschritten deutlich die 90%. Die Mittelwerte für Panavia F2.0 und Rely X Unicem wichen kaum von denen ab die vor TCML erreicht wurden.

Die Mittelwerte lagen bei über 90%. Signifikante Unterschiede lagen nicht vor. Maxcem und Multilink Sprint wiesen auch die breiteste Streuung der Werte der 95% Konfidenzintervalle auf. Diese erstreckten sich bis an die 75%-Marke. Signifikante Unterschiede lagen nicht vor.

5.3. Farbpenetration nach thermomechanischer Wechselbelastung

Abbildung 5-7 stellte die Ergebnisse der Farbpenetration der schmelzbegrenzten und der dentinbegrenzten Restauration nach TCML graphisch da.

Abb. 5-7: Ergebnisse(Mittelwerte, 95% Konfidenzintervall) der Farbpenetration nach thermomechanischer Wechselbelastung (TCML)



5.3.1. Ergebnisse der Farbpenetration der schmelzbegrenzten Restauration

In Bezug auf die Befestigungszemente konnte folgende Gliederung stattfinden: die niedrigste Farbpenetration in Schmelz zeigte Panavia F2.0 an, gefolgt von Rely X Unicem, Maxcem und Multilink Sprint. Im Schmelz zeigten das Multilink Sprint und Maxcem eine signifikant höhere Farbpenetration als Rely X Unicem und Panavia F2.0 ($p < 0.05$) an. Die Mittelwerte von Multilink Sprint erreichten Werte von 60% und das 95% Konfidenzintervall Werte von mehr als 75%. Die Unterschiede zwischen Maxcem und Multilink Sprint, sowie Panavia F2.0 und Rely X Unicem waren statistisch nicht signifikant.

5.3.2. Ergebnisse der Farbpenetration der dentinbegrenzten Restauration

Im Dentin zeigte nur Maxcem statistisch signifikante Unterschiede im Vergleich zu Panavia F2.0 an. Für Maxcem lag der Mittelwert bei mehr als 50%. Das 95% Konfidenzintervall zeigte die höchsten Werte von mehr als 65% an.

Panavia wies die niedrigsten Werte für die Farbpenetration auf. Diese lagen für den Mittelwert bei unter 20% und für das Konfidenzintervall bei mehr als 25%.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass Panavia F2.0 sowohl im Schmelz als auch im Dentin die niedrigsten Werte erreichte.

6. Diskussion

In dieser Studie wurde eine hochauflösende Methode für die quantitative Analyse der marginalen Adaptation der Befestigungsmaterialien benutzt. Für die Farbpenetration und die semiquantitative Randspaltanalyse wurden menschliche extrahierte Molaren verwendet. Die Einschränkungen mit der diese Zähne verwendet werden können, wurden bereits in der Literatur beschrieben [Roulet 1988, Alani 1997, Gale 1999]. Dennoch ist es von Vorteil die adhäsive Befestigung an menschlichen Zähnen zu studieren. Es gibt zwar Unterschiede in der Struktur des Hydroxylapatits und diese äußert sich in einer höheren Standardabweichung, aber wenn derselbe Anwender die Prüfkörper auswertet betragen die Abweichungen zwischen den Ergebnissen nicht mehr als 4% [Roulet 1988]. Aus diesem Grund sollte der Anwender die Auswertung der Prüfkörper vor und nach thermomechanischer Belastung vornehmen. Roulet *et al.* beschrieb zu dem, dass die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung eine wesentlich bessere Methode ist um die marginale Adaptation zu analysieren im Vergleich zu Bildern die durch ein Lichtmikroskop gemacht wurden. Ein wesentlicher Vorteil des REM ist die weitaus bessere Tiefenschärfe und höhere Auflösung, die es erlaubt marginale Defekte einfacher aufzufinden. Besonders adhäsive Materialien lassen sich damit gut beurteilen. Mit diesen Materialien lassen sich „Perfekte Ränder“ erzielen. Für solche Materialien und Techniken ist diese Art der Analyse am vorteilhaftesten, weil es einfach ist eindeutige und reproduzierbare Kriterien zu definieren. Lichtmikroskopische Bilder dagegen sind senkrecht zur optischen Achse; das Objekt wird nur in einer Ebene dargestellt. Hinzu kommt die niedrige Tiefenschärfe [Roulet 1988].

Zahlreiche in vitro und in vivo Studien bestätigen die erfolgreiche klinische Anwendung der IPS-Empress-Restaurationen im schmelzbegrenzten Bereich [Felden 1998, Thonemann 1997]. Auch die Versorgung dentinbegrenzter Bereiche wurde bereits in in vitro Untersuchungen analysiert [Hannig 1995, Hofmann 1993]. Krämer *et al.* zeigte in einer 4-Jahres-Studie, dass die Versorgung dentinbegrenzter Areale mit adhäsiv eingesetzten Keramikinlays erfolgreich möglich ist [Krämer 1997]. Eine Sekundärkaries trat innerhalb des angegebenen Zeitraums nicht auf. Brüche der Versorgungen wurden nur selten festgestellt. So zeigte die Studie von Krämer *et al.* das nur etwa 7% der Versorgungen nach vier Jahren brachen [Krämer 1997]. Randspalten treten dagegen häufiger auf. Studien von Thonemann *et al.* und Friedl *et al.* machten deutlich, dass Randspalten an der Grenze Keramik/Komposit öfter vorkamen als an der Grenze Schmelz/Komposit [Thonemann 1997, Friedl 1997].

Nach wie vor wurde in der Literatur von relativ niedrigen Ausfallquoten über Keramikinlays berichtet [Hayashi 2003, Krämer 2003]. Eine permanente Alterung der Inlayränder über eine bestimmte Zeitspanne ist in allen klinischen Untersuchungen charakteristisch gewesen, die das Langzeitverhalten untersuchten [Hayashi (1998, 2000, 2004, 2004), Krämer (2000, 2000, 2005, 2006), Frankenberger 2000, Thordrup 2006].

6.1. Einflüsse auf den Randschluss

Die marginale Adaptation wird von ganz unterschiedlichen Parametern beeinflusst. Eine Rolle spielen die Schrumpfung der Befestigungskomposite, die Einsetztechnik und das Polymerisationsprotokoll [Peutzfeld 2004, Feilzer 1989, Rueggeberg 1993]. Hochauflösende Randspaltanalysen berichteten, dass sich offensichtlich Adhäsivsysteme eignen, um den Schrumpf während der Polymerisation zu kompensieren [Feilzer 1989].

Um die Belastung der Prüfkörper zu simulieren, wurden diese 6000 Thermalzyklen bei 5°C/55°C 8,3 Tage unterzogen. Die okklusale Druckbelastung betrug 50 N. Dies entspricht in der Summe $1,2 \times 10^6$ Kaubelastungen, wodurch eine Tragedauer von 5 Jahren nachgeahmt werden sollte [Rosentritt (1997, 2008, 2009 (a), 2009 (b), 2009 (c)]. In diesem kurzen Zeitraum lässt sich aber nicht das Verhalten im Vergleich zur Langzeitlagerung untersuchen. Blunck *et al.* zeigte in einer Studie, dass „all-in-one“-Adhäsive im Schmelz anscheinend signifikant durch die Wasserlagerung beeinflusst wurden [Blunck 2007]. Auf Grund dessen ist anzunehmen, dass die neuen selbstadhäsiven Befestigungskomposite mit einem ähnlichen Bondingkonzept arbeiten. Daher wurden bei dieser Studie die Prüfkörper einer 90 tägigen Wasserlagerung in destilliertem Wasser unterzogen und danach die thermomechanische Wechselbelastung durchgeführt.

Die gute klinische Eignung von Panavia F2.0 zur Befestigung von vollkeramischen Restaurationen wurde bereits in der Literatur beschrieben [De Kanter 1998, Kern 2005, Ozcan 2008]. Sowohl die REM-Analyse als auch die Farbpenetration spiegeln das klinische Verhalten wider. Aus diesem Grund wird Panavia immer wieder als Reverenz zur Bewertung anderer Befestigungszemente herangezogen.

Rely X Unicem besitzt offensichtlich ein ähnliches Verhalten wie das Panavia. Der einzige Schwachpunkt sind die Verbundeigenschaften zum Schmelz. Sowohl die REM-Analyse als

auch die Farbpenetration offenbarten die ungünstigsten Ergebnisse für die marginale Adaptation im Schmelz [Hikita 2007, Schenke 2008]. Im Vergleich dazu scheint Maxcem besser auf Schmelz als auf Dentin zu haften. Nach dem Alterungsprozess waren die Mittelwerte für das Kriterium „Perfekter Rand“ niedriger und die Farbpenetration zeigte höhere Werte im Dentin an. Jedoch waren die Unterschiede statistisch nicht signifikant.

Multilink Sprint brachte die schlechtesten Ergebnisse aller untersuchten Zemente auf allen Flächen und Zwischenschichten hervor. Mazzitelli *et al.* nahm an, dass die sauren Monomere nicht ausreichend neutralisiert wurden, so dass ihre ätzende Kraft beibehalten und die Polymerisation beeinflussen können, sowie die Adhäsion bei längerfristiger Wasserlagerung gefährden [Mazzitelli 2008]. Ein anderer Grund könnte eventuell das aufgenommene Wasser sein, dass die Adhäsion gefährdet.

6.2. Adhäsion an der Zahnhartsubstanz

6.2.1 Schmelz

Die Adhäsion der selbstadhäsiven Zemente zum Schmelz wurde bereits in mehreren Studien hinsichtlich der Haftfestigkeit [Abo-Hamar 2005, De Munck 2004, Goracci 2006, Hikita 2007] und der Mikromorphologie an der Schmelz/Zement-Grenze untersucht [De Munck 2004, Goracci 2006]. Bei allen Untersuchungen wurden die Zemente mit einer UV-Lampe ausgehärtet.

Die Haftfestigkeit von Rely X Unicem und Maxcem am Schmelz wurde bereits durch Scher- [Abo-Hamar 2005] und Haftzugfestigkeitstests [De Munck 2004, Goracci 2006, Hikita 2007] untersucht. Diese zeigten, dass die Scherhaftfestigkeit von RelyX Unicem am Schmelz sowohl vor TCML als auch danach niedriger ausfiel im Vergleich zu den anderen verwendeten Befestigungszementen. Die Unterschiede waren statistisch signifikant. Trotz alledem war die Scherhaftfestigkeit von Rely X Unicem größer (vor und nach TCML) als die von Glasionomerezementen. Somit wurde dieser selbstadhäsive Zement als gute Alternative für die Befestigung von hochfester Keramik oder metallgestützter Versorgungen vorgeschlagen. Ebenfalls wurde darauf hingewiesen, Rely X Unicem eigne sich weniger zur Befestigung von konventionellen Keramikronen, Keramikinlays oder Keramikteilkronen, wenn eine große Schmelzfläche vorhanden ist [Abo-Hamar 2005].

Morphologische Untersuchungen zeigten, dass die Restaurationen mit Rely X Unicem mit etwas Druck eingesetzt werden sollten, um eine bessere Benetzung der Kavitätenwände zu gewährleisten [De Munck 2004]. Dagegen hat ein Druck doppelt so hoch wie der Fingerdruck keinen Effekt auf die Haftzugfestigkeit bei Rely X Unicem oder auch anderen Zementen (Maxcem und Panavia F2.0) bezogen auf glatte Schmelzflächen [Goracci 2006].

6.2.2. Dentin

Die Adhäsion von Rely X Unicem [Abo-Hamar 2005, Al-Assaf 2007, De Munck 2004, Escribano 2006, Goracci 2006, Hikita 2007, Piwowarczyk 2007, Walter 2005, Yoshida 2004] und Maxcem [Goracci 2006] am koronalen Dentin wurde bereits durch die Auswertung der Haftkräfte und durch morphologische Untersuchungen bewertet. Ebenfalls liegen Ergebnisse über die Retentionskräfte von Zirkonoxidkronen vor, die mit Rely X Unicem befestigt wurden [Ernst 2005, Palacios 2006]. In den meisten Studien wurden die selbstadhäsiven Zemente lichtgehärtet [Abo-Hamar 2005, De Munck 2004, Goracci 2006] während in zwei Studien diese durch Autopolymerisation aushärteten [Al-Assaf 2007, Yoshida 2004]. In nur einer Studie wurde der Effekt des Härtingsmodus auf die Scherhaftfestigkeit zum Dentin von dualhärtenden Kompositzementen inklusive Rely X Unicem ausgewertet. Für die photopolymerisierten Zemente ergaben sich höhere Haftfestigkeiten und daher wurde die Lichthärtung für den klinischen Einsatz empfohlen [Piwowarczyk 2007].

Im Gegensatz zum Effekt der Säureätzung auf dem Schmelz, wurde gezeigt, dass eine Vorbehandlung des Dentins sich ungünstig auswirkt. Die Haftzugfestigkeiten waren signifikant niedriger als die Werte die ohne eine Vorbehandlung des Dentins erreicht wurden. Das ist darauf zurück zu führen, dass die selbstadhäsiven Zemente unfähig sind das freigelegte Kollagen zu infiltrieren [De Munck 2004, Hikita 2007]. Auch größere okklusale Kräfte beim Einsetzen haben keinen Effekt auf die Schmelzadhäsion, aber Auswirkung auf die Haftzugfestigkeit am Dentin. So konnte die Haftzugfestigkeit am Dentin beim Einsatz von Rely X Unicem und Panavia F2.0 verbessert werden. Maxcem zeigte dagegen signifikant niedrigere Werte im Vergleich mit Rely X Unicem [Goracci 2006].

6.3. Adhäsion an Restaurationen

6.3.1. Randschluss

In in vitro Studien wurde der Randschluss von Rely X Unicem [Behr 2004, Frankenberger 2008, Rosentritt 2004] und Maxcem [Frankenberger 2008] für die Befestigung von vollkeramischem MOD-Inlays (IPS Empress) und vollkeramischen Kronen (IPS Empress II) bereits evaluiert.

Der Randschluss der MOD-Inlays wurde im Schmelz und im Dentin bewertet. Rosentritt *et al.* zeigte, dass Rely X Unicem mehr als 90% für das Kriterium „Perfekter Rand“ erreichte und somit vergleichbar mit Variolink und Panavia F vor und nach TCML war. Außerdem zeigte diese Untersuchung, dass ohne Vorbehandlung (Säureätzung) der Zahnflächen die Schmierschicht auf der Zahnoberfläche zurückbleibt und die Ausbildung von Kunststoffzapfen in den Dentintubuli verhindert wird [Rosentritt 2004]. Die erhaltene oder modifizierte Schmierschicht kann als eine natürliche Barriere fungieren, die die Tubuli in beide Richtungen versiegelt. Somit könnte eine unvollständige Penetration der Schmierschicht durch Bondings oder Zemente den Verbund schwächen [Kiyonura 1987].

6.3.2. Microleakage/Farbpenetration

Der Farbpenetrationstest ist sehr techniksensitiv und abhängig von verschiedenen Faktoren wie Dentinpermeabilität, die Art des Restaurationsmaterials oder der Zahnhartsubstanz [Griffiths 1999]. Nichtsdestotrotz ist es in Kombination mit der Bewertung des oberflächlichen Randschlusses durch REM-Analyse eine geeignete Methode um die Randqualität zahnärztlicher Zemente zu untersuchen. Grund dafür ist die Tatsache, dass die REM-Analyse nur eine oberflächliche Untersuchung der Restaurationsränder zulässt. Der Restaurationsrand kann einen „Perfekten Rand“ aufweisen, dennoch kann es durch thermomechanische Wechselbelastung zum Haftungsverlust gekommen sein. Nur durch die Farbpenetration wird ein Einblick in das Innerste ermöglicht.

Rosentritt *et al.* untersuchte den in vitro Randschluss vollkeramischer Empress 1 Inlays, die mit verschiedenen Kompositementen befestigt wurden: Panavia F, Rely X Unicem, Variolink 2, Dyract Cem und Fuji Plus, diese wurden entweder lichtgehärtet oder härteten selbst aus. Panavia F wies die niedrigsten Randverfärbungen auf. Die höchsten Werte für die

Undichtigkeit wurden an der Zahn/Zement-Grenze sowohl im Schmelz als auch im Dentin gefunden. Dabei schnitten die selbstgehärteten Zemente wesentlich schlechter ab, als die lichtgehärteten [Rosentritt 2004].

Dietschi *et al.* untersuchten die marginale und interne Versiegelung von adhäsiven Grenzflächen an Kronen durch Farbpenetration. Eine der Variablen die betrachtet wurden, war die Zementschichtstärke (80, 150, 300 μ). Es wurde festgestellt, dass die marginale Versiegelung durch unterschiedliche Schichtstärken nicht beeinflusst wird [Dietschi 1993].

Die Art der Zahnhartsubstanz wirkt sich auf den Grad der Randverfärbungen aus. So wurden bereits Unterschiede zwischen schmelz- und dentinbegrenzten Kavitäten beobachtet. Die Haftung am Schmelz ist eher vorhersehbar aufgrund der höheren Mineralisation als die Kunststoffinfiltration ins Dentin. Grund dafür ist das hydratisierte Kollagen und das geringere mineralisierte Gewebe [Buonocore 1955, Nakabayashi 1982, Paul 1991, Alster 1997]. Hinsichtlich des Bondings am Dentin ergaben Studien, dass es Mängel in der Versiegelungsleistung zum Dentin gibt, die für Schmelz nicht nachgewiesen werden konnten [Ferrari 2003, Hahn 2001, Dietschi 1993, Blair 1993, Sorensen 1991].

Panavia F2.0 gefolgt von Rely X Unicem zeigten das niedrigste Ausmaß an Randverfärbungen sowohl im Schmelz als auch im Dentin an. Diese Ergebnisse deckten sich mit denen von Trajtenberg *et al.* Auch hier wurde eine Farbpenetration durchgeführt [Trajtenberg 2008]. Die Unterschiede zwischen Schmelz und Dentin waren statistisch nicht signifikant.

6.4. Penetration selbstadhäsiver Zemente ins Dentin

Spencer *et al.* zeigte, dass die REM-Analyse und die Farbpenetration Informationen über die Tiefe des demineralisierten Dentins, die Ausdehnung der adhäsiven Diffusion und die Ausbildung der Hybridschicht lieferten [Spencer 1999]. Es wurden Unterschiede bei der Penetration der Kompositzemente in Dentinoberflächen nachgewiesen, wenn diese Oberflächen vorbehandelt waren. Das heißt, dass die Dentinoberflächen mit den dazugehörigen „etch & rinse“-Systemen und selbstätzenden Primern vorbereitet worden sind. Nur die selbstätzenden Kompositzemente (Rely X Unicem, Maxcem, Multilink Sprint) benötigen dies nicht.

Abweichend von der Applikation der „etch & rinse“-Systeme, produzieren die milden selbstätzenden Primer (Panavia F2.0: pH 2,4) eine geringere Demineralisation. Dennoch

wurde eine Kompositpenetration festgestellt. Diese selbstätzenden Primer enthalten amphiphile Monomere (HEMA, 10-MDP, 5-NMSA) mit einem geringen Molekulargewicht, so dass diese selektiv das Dentin penetrieren [Al-Assaf 2007] können und eine Hybridschicht ausbilden [Walker 2002, Reis 2005].

Ähnlich der Zusammensetzung der selbstätzenden Primer, enthalten selbstadhäsive Zemente multifunktionelle Phosphorsäuremethacrylate, die mit dem Hydroxylapatit der Zahnhartsubstanz reagieren [Fu 2005, Moszner 2005, Hikita 2007].

Monticelli *et al.* konnte keine Dekalzifikation oder Infiltration der getesteten Zemente (Rely X Unicem, Multilink Sprint) nachweisen [Monticelli 2008]. Um eine gute Infiltration der Strukturen zu erreichen, sollten diese Zemente imstande sein den Untergrund in einer relativ kurzen Zeit anätzen zu können. Dafür ist eine optimale Oberflächenfeuchtigkeit erforderlich, um eine schnelle Wechselwirkung mit der Zahnhartsubstanz gewährleisten zu können [Moszner 2005]. Trotz des sauren pH-Wertes von Rely X Unicem konnte Monticelli *et al.* keinen Beweis für eine Dentindemineralisation im Micrometerbereich liefern [Monticelli 2008].

7. Zusammenfassung

In dieser In vitro Studie wurde die marginale Adaptation dreier selbstadhäsiver Kompositzemente mit einem klinisch bewährten Adhäsivsystem (Panavia F2.0) verglichen. Dafür wurden 32 vollkeramische Empress 2 MOD-Inlays mit den Zementen Maxcem, Multilink Sprint und Rely X Unicem Clicker befestigt. Panavia F2.0 diente als klinisch bewährte Kontrollgruppe.

Jeder Prüfkörper wurde einer 90tägigen Wasserlagerung und anschließend im Regensburger Kausimulator der Simulation einer fünfjährigen oralen Belastung unterzogen (5°/55°, 6000 Zyklen). Die marginale Integrität im Schmelz und im Dentin wurde durch rasterelektronenmikroskopische Untersuchung (REM) und Farbpenetration untersucht.

Panavia F2.0 erreichte bei der Farbpenetration die niedrigsten Werte (Schmelz: ca. 23%, Dentin: ca. 19%), gefolgt von Rely X Unicem (Schmelz: ca. 30%, Dentin: ca. 29 %). Multilink Sprint und Maxcem zeigten Werte von mehr als 60% Farbpenetration im Schmelz. Die Untersuchung der marginalen Passung im REM zeigte im Schmelz nach der thermomechanischen Wechselbelastung für Multilink Sprint einen Rückgang um ca. 6% für das Kriterium „Perfekter Rand“. Rely X Unicem hatte 7%-weniger Anteile an „perfektem Randschluß“. Im Dentin zeigte Maxcem 9% weniger und Multilink Sprint 10% weniger Anteile mit perfekten Randschlußverhältnissen.

Panavia F2.0 erreichte 97% „perfekte Randbereiche“ am Interface Zement/Zahn (Dentin).

Im Vergleich dazu konnte nur für Rely X Unicem ähnliche Ergebnisse (96% am Interface Zement/Zahn(Dentin) bezüglich der marginalen Adaptation nach TCML nachwiesen werden.

Der Randschluß von Maxcem und Multilink Sprint konnte nach Wasserlagerung und thermomechanischer Wechselbelastung nicht das Niveau des klinisch bewährten Panavia F2.0 erreichen. Nur Rely X Unicem zeigte in dieser Untersuchung vergleichbar guten Randschluß.

8. Literaturverzeichnis

1. ABO-HAMAR SE; HILLER KA; JUNG H; FEDERLIN M; FRIEDL KH; SCHMALZ G:
Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel.
Clin Oral Invest 2005; 9: 161-167

2. ALSTER D; FEILZER AJ; DE GEE AJ; DAVIDSON CL:
Polymerisation of contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer
thickness.
Dent Mater 1997; 13(3): 146-150

3. AL-ASSAF K; CHAKMAKCHI M; PALAGHIAS G; KARANIKA-KOUMA A;
ELIADES G:
Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine.
Dent Mater 2007; 23: 829-839

4. BEHR M; ROSENTRITT M:
Zemente in der Zahnmedizin.
Quint 2003; 54(8): 829-837

5. BEHR M; ROSENTRITT M; REGNET T; LANG R; HANDEL G:
Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-
tried systems.
Dent Mater 2004; 20: 191-197

6. BLAIR KF; KOEPPEN RG; SCHWARTZ RS; DAVIS RD:
Microleakage associated with resin composite-cemented, cast glass ceramic restoration.
Int J Prosth 1993; 6(6): 579-584

7. BLUNCK U; ZASLANSKY P:
Effectiveness of all-in-one adhesive systems tested by thermocycling following short and
long-term water storage.
J Adhes Dent 2007; 9: 231-240

8. BOWEN RL:

Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations.

J Am Dent Ass 1963; 66: 57

9. BUONOCORE MG:

A simple method to increase the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.

J Dent Res 1955; 34(6): 849-853

10. DE KANTER RJ; CREUGERS NH; VERZIDEN CW; VANTHOF MA:

A five year multi-practice clinical study on posterior resin bonded bridges.

J Dent Res 1998; 77: 609-614

11. DE MUNCK J; VARGAS M; VAN LANDUYT K; HIKITA K; LAMBRECHTS P; VAN MEERBECK B:

Bonding of an autoadhesive luting material to enamel and dentin.

Dent Mater 2004; 20: 963-971

12. DIAZ-ARNOLD AM; VARGAS MA; HASELTON DR:

Current status of luting agents for fixed prosthodontics.

J Prosthet. Dent 1999; 81: 135-141

13. DIETSCHI D; MAGNE P; HOLZ J:

An in vitro study of parameters related to marginal and internal seal bonded restorations.

Quint Inter 1993; 24(2): 281-291

14. EICHNER K:

Zahnärztlich Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten.

Band 5 1985; Heidelberg: Hüthig Verlag

15. ERNST CP; COHNEN U; STENDER E; WILLERSHAUSEN B:

In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents.

J Prosthet Dent 2005; 93: 551-558

16. ESCRIBANO N; DE LA MACORRA JC:

Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramic.

J Adhes Dent 2006; 8: 337-341

17. FEILZER AJ; DE GEE AJ; DAVIDSON CL:

Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers.

J Dent Res 1989; 68: 48-50

18. FELDEN A; SCHMALZ G; FEDERLIN M; HILLER KA:

Retrospective clinical investigation and survival analysis on ceramic inlays and partial crowns: results up to 7 years.

Clin Oral Invest 1998; 2: 161

19. FERRARI M; DAGOSTIN H; FABIANELLI A:

Marginal integrity of ceramic inlays luted with a self-curing resin system.

Dent Mater 2003; 19(4): 270-276

20. FRIEDL KH; HILLER KA; SCHMALZ G; BEY B:

Clinical and quantitative marginal analysis of feldspathic ceramic inlays at 4 years.

Clin Oral Invest 1997; 1: 163

21. FU B; SUN X; QIAN W; SHEN Y; CHEN R; HANNIG M:

Evidence of chemical bonding to hydroxylapatite by phosphoric acid esters.

Biomater 2005; 26: 5104-5110

22. GALE MS; DARWELL BW:

Dentine permeability and tracer tests.

J Dent 1999; 27: 1-11

23. GORACCI C; CURY AH; CANTORO A; PAPACCHINI F; TAY FR; FERRARI M:

Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces.

J Adhes Dent 2006; 8: 327-335

24. GRIFFITHS BM; WATSON TF; SHERIFF M:

The influence of dentine bonding systems and their handling characteristics on the morphology and micropermeability of the dentine adhesive interface.

J Dent 1999; 27: 63-71

25. HAHN P; ATTIN T; GRÖFKE M; HELLWIG E:

Influence of resin cement viscosity on microleakage of ceramic inlay.

Dent Mater 2001; 17(3): 191-196

26. HANNIG M; JEPSEN S; JASPER V; LORENZ-STUCKE C;

Der Randschluss glaskeramischer Veneers mit zervikaler Schmelz- oder Dentinbegrenzung.

Dtsch. Zahnärztl. Z. 1995; 50:227

27. HAYASHI M; WILSON NH; YEUNG CA; WORTHINGTON HV:

Systematic review of ceramic inlays.

28. HAYASHI M; TSUCHITANI Y; MIURA M; TAKESHIGE F; EBISU S:

6-Year clinical evaluation of fired ceramic inlays.

Oper Dent 1998; 23: 318-326

29. HAYASHI M; TSUCHITANI Y; KAWAMURA Y; MIURA M; TAKESHIGE F; EBISU S:

Eight-year clinical evaluation of fired ceramic inlays.

Oper Dent 2000; 25: 473-481

30. HAYASHI M; TSUBAKIMOTO Y; TAKESHIGE F; EBISU S:

Quantitative measurement of marginal disintegration of ceramic inlays.

Oper Dent 2004; 29: 3-8

31. HAYASHI M; TSUBAKIMOTO Y; TAKESHIGE F; EBISU S:

Analysis of longitudinal marginal deterioration of ceramic inlays.

Oper Dent 2004; 29: 386-391

32. HELLWIG E; KLIMEK J; ATTIN T:

Einführung in die Zahnerhaltung.

München 2007: Elsevier GmbH

33. HIKITA K; VAN MEERBECK B; DE MUNCK J; IKEDA T; VAN LANDUYT K;
MAIDA T; LAMBRECHTS P; PEUMANN M:

Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin.

Dent Mater 2007; 23: 71-80

34. HOFMANN N; HALLER B; KLAIBER B; MÜNCHENBERG K;

Randqualität gesinterter und gepresster Keramikinlays nach Belastung im Kausimulator.

Dtsch Zahnärztl Z 1993; 48: 713

35. IVOCCLAR VIVADENT:

Produktinformation 2009; pdf-Datei

36. KERN M:

Clinical long-term survival of two-retainer and single retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures.

Quintess Int 2005; 36: 141-147

37. KERR:

Produktinformation 2009; pdf-Datei

38. KIYOMURA M:

Bonding strength to bovine dentin with 4-Meta/Mma-TBB resin. Long-term stability and influence of water.

J Jpn Dent Mater 1987; 6: 860-872

39. KRÄMER N; FRANKENBERGER R; DETTENHOFER J; EBERT M; PELKA M;
PETSCHLT A:

Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays after four years.

J Dent Res 1997; 76: 271

40. KRÄMER N; LOHBAUER U; FRANKENBERGER R:

Adhesive luting of indirect restorations.

Am J Dent 2000; 13: 60D-76D

41. KRÄMER N; FRANKENBERGER R:

Leucite-reinforced glass ceramic inlays after six years: wear of luting composites.

Oper Dent 2000; 25: 466-472

42. KRÄMER N; FRANKENBERGER R:

Clinical performance of bonded leucite-reinforce glass ceramic inlays and onlays after eight years.

Dent Mater 2005; 21: 262-271

43. KRÄMER N; EBERT J; PETSCHLT A; FRANKENBERGER R:

Ceramic inlays bonded with two adhesives after 4 years.

Dent Mater 2006; 22: 13-21

44. KURARAY:

Produktinformation 2009; pdf-Datei

45. LUTZ F; KREJCI I; FRISCHKNECHT A:

Lichtpolymerisation. Grundlagen und Praxistipps für die korrekte Anwendung.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 1992; 102: 575

46. MAZZITELLI C; MONTICELLI F; OSORIO R; CASUCCI A; TOLEDANO M;

FERRARI M:

Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to dentin.

Dent Mater 2008; 24: 1156-1163

47. MEINERS H; LEHMANN KM:

Klinische Materialkunde.

Carl Hauser Verlag, München, D, 1998

48. MONTICELLI F; OSORIO R; MAZZITELLI C; FERRARI M; TOLEDANO M:

Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin.

J Dent Res 2008; 87(10): 974-979

49. MOSZNER N; SALZ U; ZIMMERMANN J:

Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review.

Dent Mater 2005; 21: 895-910

50. NAKABAYASHI N; KOJIMA K; MASUHARA E:

The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates.

J Biomed Mater Res 1982; 16(3): 265-273

51. OZCAN M; KERKDIJK S; VALANDRO LF:

Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufactures` instructions of the cements only.

Clin Oral Invest 2008; 12: 279-282

52. PALACIOS RP; JOHNSON GH; PHILLIPS KM; RAIGRODSKI AJ:

Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement.

J Prosthet Dent 2006; 96: 104-114

53. PAUL SJ; WELTER DA; GHAZI M; PASHLEY D:

Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs microtensile bond strength.

Oper Dent 1991; 24(3): 181-188

54. PEUTZFELD A; ASSMUSSEN E:

Determination of in vitro gap formation of resin composites.

J Dent 2004; 32: 109-115

55. PIWOWARCZYK A; BENDER R; OTTL P; LAUER HC:

Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue.

Dent Mater 2007; 23: 211-217

56. POWERS JM:

Composite restorative materials.

In: CRAIG RJ; POWERS JM: Restorative Dental Materials. 11. ed. Mosby, St. Louis 2002, 232-258

57. REIS A; GRANDI V; CARLOTTO L; BORTOLI G; PATZLAFF R:

Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin.

J Dent 2005; 33: 549-559

58. ROSENTRITT M, LEIBROCK A, LANG R, SCHARNAGL P, BEHR M, HANDEL G, Regensburger masticator.

Materialprüfung 1997; 39:77

59. ROSENTRITT M; BEHR M; LANG R; HANDEL G:

Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays.

Dent Mater 2004; 20: 463-469

60. ROSENTRITT M, SIAVIKIS G, BEHR M, KOLBECK C, HANDEL G:

Approach for valuating the significance of laboratory simulation.

J Dent. 2008 Dec;36(12):1048-53. Epub 2008 Oct 9

61. ROSENTRITT M, REILL M, NAUMANN M, NOWAK A, HANDEL G:

Strength investigation of artificial substitutes for human teeth in in vitro studies.

Int J Prosthodont. 2009 (a) Jan-Feb;22(1):62-4

62. ROSENTRITT M, BEHR M, VAN DER ZEL JM, FEILZER AJ:

Approach for valuating the influence of laboratory simulation.

Dent Mater. 2009 (b) Mar;25(3):348-52. Epub 2008 Oct 1

63. ROSENTRITT M; STEIGER D; BEHR M; HANDEL G; KOLBECK C:

Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns.

J Dent (2009), doi:10.1016/j.jdent.2009.08.003

64. ROSENSTIEL SF; LAND MF; CRISPIN BJ:

Dental luting agents: a review of the current literature.

J Prosthet Dent 1998; 80: 280-301

65. RUGGEBERG FA; CAUGHMAN WF; CURTIS JW; DAVIS HC:

Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites.

Am J Dent 1993; 6: 91-95

66. SATOSHI I; VAN MEERBECK B; VARGAS M; YOSHIDA Y; LAMBRECHTS P;
VANHERLE G:

Adhesion mechanism of self-etching adhesives.

In: TAGAMI J; TOLEDANO M; PRATI C (eds): Advanced Adhesive Dentistry. 3rd

International Kuraray Symposium, Granada/Spain 1999. Kuraray Co. Ltd., Osaka 2000, pp
131-148

67. SCHENKE F; HILLER KA; SCHMALZ G; FEDERLIN M:

Marginal integrity partial ceramic crowns within dentin with different techniques and
materials.

Oper Dent 2008; 33: 516-525

68. SCHNEIDER H:

Konservierende Zahnheilkunde.

Apollonia Verlag, Linnich, D, 1995

69. SCHROEDER HE:

Orale Strukturbilogie. Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und
Weichgewebe der Mundhöhle.

70. SMITH DC:

A new dental cement.

Brit Dent J 1966; 125: 381-384

71. SORENSEN JA; DIXIT NV; WHITE SN; AVERA SP:

In vitro microleakage of dentin adhesives.

Int J Prosth 1991; 4(3): 213-218

72. SPENCER P; SWAFFORD JR:

Unprotected protein at the dentinal-adhesive interface.

Quint Inter 1999; 30: 501-507

73. THONEMANN B; FEDERLIN M; SCHMALZ G; SCHAMS A;

Clinical evaluation of heat-pressed ceramic inlays in vivo: 2- years results

Clin Oral Invest 1997; 1:27

74. TRAJTENBERG CP; CARAM SJ; KIAT-AMNUAY S:

Microleakage of all-ceramic crowns using self-etching resin luting agents.

Oper Dent 2008; 33(4): 392-399

75. VAN MEERBECK B; PEUMANN S; VERSCHUEREN M; GLADYS S; BRAEM M;
LAMBRECHTS P; VANHERLE G:

Clinical status of ten dentin adhesive systems.

J Dent Res 1994; 73: 1690-1702

76. WALKER MP; WANG Y; SPENCER P:

Morphological and chemical characterization of the dentin/resin cement interface produced with a self-etching primer.

J Adhes Dent 2002; 4: 181-189

77. WALTER R; MIGUEZ PA; PEREIRA PN:

Microtensile bond strength of luting materials to coronal and root dentin.

J Esthet Restor Dent 2005; 17: 165-171

78. WIEGAND A; BUCHALLA W; ATTIN T:

Review on fluoride-releasing restorative materials – fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence of caries formation.

Dent Mater 2007; 23: 343-362

79. WILSON AD; KENT BE:

A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement.

Brit Dent J 1972; 132: 133-135

80. YOSHIDA Y; NAGAKANE K; FUKUDA R; NAKAYAMA Y; OKAZAKI M;
SHINTANI H; INOUE S; TAGAWA Y; SUZUKI K; DE MUNCK J; VAN MEERBECK B:
Comparative study on adhesive performance of functional monomers.
J Dent Res 2004; 83: 454-458

81. 3M ESPE:
Produktinformation 2009; pdf-Datei

9. Danksagung

Herrn Prof. Dr. Michael Behr danke ich für die Überlassung des Themas und die wohlwollende Unterstützung bei der praktischen Arbeit sowie für die Korrektur des schriftlichen Teils und der statistischen Auswertung der Ergebnisse. Aber besonders dankbar bin ich für die Veröffentlichung dieser Arbeit in der wissenschaftlichen Fachliteratur und Erwähnung als Koautor.

Frau Gudrun Karcher möchte ich für die Einweisung und Unterstützung im Labor danken.

Weiterhin spreche ich Frau Dipl. Ing. (FH) Sybille Schneider-Feyrer für die Einweisung am REM und Frau Sybille Warzecha für die Durchführung der Farbpenetration meinen Dank aus. Herrn Dr. Dipl. Ing. (FH) Martin Rosentritt danke ich für die Unterstützung am Kausimulator.

Ebenfalls danke ich Herrn Zahntechnikermeister Martin Stemmer und Herrn Zahntechnikermeister Peter Höpfl für die Unterstützung bei der Herstellung der Keramikinlays.

Des Weiteren ergeht ein Dank an den wohl besten Kommilitonen und Assistenten im Staatsexamen für die mentale Unterstützung (Ulrich Carl).

10. Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name:	Michael Hansmann
Geburtsort:	Höxter
Geburtsdatum:	18.08.1982
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Familienstand:	ledig

Ausbildung:

08/89 – 07/93	Besuch der Heinrich-Sohnrey-Grundschule Boffzen
08/93 – 06/02	Besuch des Städtischen König-Wilhelm- Gymnasiums Höxter Abitur 06/02
07/02 – 04/03	Ableistung des Zivildienstes im Konrad- Beckhaus Altenheim in Höxter
10/03	Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Universität Regensburg
10/04	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
10/06	Zahnärztliche Vorprüfung
01/09	Zulassung zum Staatsexamen der Zahnmedizin,
06/09	Abschluss des Staatsexamens der Zahnmedizin

Berufstätigkeit:

seit 15.08.09	Wissenschaftlicher Mitarbeiter der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Universität Regensburg (Direktor: Prof. Dr. G. Handel)
---------------	--